



**Miguel Ângelo Costa
Oliveira**

**Protótipo de Recolha de Ar Exalado para
Aplicações Médicas**



**Miguel Ângelo Costa
Oliveira**

Protótipo de Recolha de Ar Exalado para Aplicações Médicas

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica do Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Doutor Vítor António Ferreira da Costa, Professor Associado com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Este trabalho foi desenvolvido e financiado pelo projeto "ASTHMA - Gestão futura da asma apoiada por amostragem não invasiva: contributos para a definição de um meio diagnóstico rápido e não invasivo", com referência PTDC/QUI-QUI/117803/2010.

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof. Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor Carlos Alberto da Costa Bastos

Professor Auxiliar do Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Agradecimentos / Acknowledgements

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao Professor Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira e Professor Doutor Vítor António Ferreira da Costa pela excelente orientação no trabalho realizado. Queria deixar um agradecimento especial à Professora Sílvia Rocha pela constante disponibilidade em esclarecer dúvidas e fundamentos teóricos relacionados com a temática do ar exalado. Um grande obrigado a todos os meus colegas de laboratório, em especial ao Ruben Silva e Hugo Ferreira pelo seu contributo inicial no desenvolvimento deste trabalho, e ao João Torrão pela sua ajuda no desenvolvimento de alguns componentes do protótipo. Por último, gostaria de agradecer aos meus amigos e família, especialmente à minha mãe, pelo seu apoio incansável, essencial para a conclusão desta etapa da minha formação.

Palavras-chave

Recolha de ar exalado; Análise de ar exalado; CO₂ do ar exalado; Caudal do ar exalado; Protótipo;

Resumo

O ar exalado revela um grande potencial para a realização de diagnósticos médicos, e em especial de diagnósticos médicos preventivos, sendo a distinção entre o ar alveolar e o que o precede na expiração feita em função do seu teor de dióxido de carbono (CO₂). A análise do ar alveolar exalado permite o diagnóstico de várias doenças.

O objetivo principal deste trabalho prende-se com a conceção, projeto, desenvolvimento e teste de um protótipo para recolha de ar exalado para utilização em aplicações médicas. Concebeu-se, assim, uma solução que a partir da análise do ar exalado em termos de teor de CO₂ e do caudal de ar exalado, comuta uma válvula de três vias, encaminhando apenas o ar alveolar para um recipiente de recolha. Toda a informação é obtida e processada em tempo real.

Desenvolveu-se para o protótipo de recolha uma interface gráfica, na qual o operador pode especificar os parâmetros necessários para a correta operação do sistema.

Paralelamente, desenvolveu-se um outro sistema para agitação e controlo da temperatura de armazenamento das amostras de ar exalado recolhidas.

Este trabalho foi levado a cabo em estreita colaboração com a Professora Sílvia Rocha, do Departamento de Química da Universidade de Aveiro, que trabalha na análise química do ar exalado e na aplicação dos resultados para fins médicos, e coordenadora do projeto PTDC/QUI-QUI/117803/2010, em cujo âmbito foram adquiridos os meios necessários para a realização deste trabalho.

Keywords

Exhaled air sampling; Analysis of exhaled air; CO₂ in exhaled air; Exhaled airflow; Prototype;

Abstract

Exhaled air shows a great potential for performing medical diagnostics, particularly, preventive medical diagnostics, being the distinction between the alveolar air and the one which precedes in the expiration taken on the basis of its content in carbon dioxide (CO₂). The analysis of the exhaled alveolar air allows the diagnostics of various diseases.

The main goal of this work is the conception, design, development and test of a prototype to collect exhaled air for use in medical applications. Thus, it was conceived a solution that, based on the analysis of exhaled air in terms of CO₂ content and the exhaled airflow, switches a three-way valve, forwarding only the alveolar air to a collection container. All the information is gathered and processed in real time.

An graphical interface was developed for the prototype, in which the operator can specify the necessary parameters for the correct operation of the system.

In parallel, it was developed another system for stirring and control the storage temperature of collected samples of exhaled air.

This work was carried out in close collaboration with Professor Silvia Rocha from Department of Chemistry at University of Aveiro, who works in the chemical analysis of exhaled air and its application for medical purposes, and is the coordinator of the project PTDC/QUI-QUI/117803/2010, under which the necessary resources for this work were acquired.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Contexto	1
1.2	Monitorização do ar exalado	1
1.3	Recolha e análise do ar exalado	3
1.3.1	Armazenamento e extração dos compostos voláteis das amostras de ar exalado	4
1.3.2	Avaliação de métodos e equipamentos de recolha de ar exalado existentes	6
2	Objetivos e estrutura	9
2.1	Protótipo para recolha e monitorização de ar exalado	9
2.2	Sistema de termostatização e agitação de amostras de ar exalado	10
2.3	Estrutura da dissertação	11
3	Protótipo de recolha de ar exalado para aplicações médicas	13
3.1	Componentes eletrónicos e mecânicos	14
3.1.1	Válvula distribuidora	15
3.1.2	Sensor de caudal	16
3.1.3	Sensor de CO ₂	17
3.1.4	Arduino Mega 2560	22
3.1.5	Ecrã tátil	23
3.1.6	Circuito eletrónico	27
3.2	Desenvolvimento de <i>Software</i>	29
3.2.1	Procedimento para utilização do <i>software</i> pelo operador	29
3.2.2	Menu principal	30
3.2.3	Menus de inserção de dados	30
3.2.4	Menu <i>Monitoring</i>	32
3.2.5	Menu <i>Options</i>	36
3.2.6	Software C300 Terminal	37
3.3	Estrutura do protótipo	38
3.4	Protótipo final	39
4	Sistema de termostatização e agitação de amostras de ar alveolar	45
4.1	Sistema de termostatização	45
4.2	Sistema de agitação	46
4.2.1	Ecrã tátil	46
4.2.2	Arduino Uno	47

4.2.3	Circuito eletrónico para controlo do sistema de agitação	48
4.2.4	Interface gráfica	48
4.2.5	Alterações estruturais na câmara para integração do sistema	50
5	Conclusões finais e propostas de trabalho futuro	53
5.1	Conclusões finais	53
5.2	Propostas de trabalho futuro	54
I	Esquema Elétrico do Circuito do Protótipo de Recolha e Análise de Ar Exalado	61
II	Esquema Elétrico do Circuito do Sistema de Agitação das Amostras de Ar	63
III	Desenhos de Definição do Protótipo de Recolha e Análise de Ar Exalado	65
IV	Manual de Utilização do Protótipo de Recolha e Análise de Ar Exalado	77
V	Manual de Utilização do Sistema de Termostatização e Agitação das Amostras	93

Lista de Tabelas

3.1	Valores de tensão do sensor para alguns valores de caudal característicos [1]	16
3.2	Comandos do sensor Goldwei C300 [2]	19
3.3	Tipos de mensagem do comando 84h[2]	20
3.4	Influência das compensações nas medições de CO ₂ [2].	20
3.5	Configuração dos <i>bytes</i> para envio de uma mensagem de configuração da pressão barométrica [2]	21
3.6	Configuração dos <i>bytes</i> para envio de uma mensagem de configuração das compensações de gases [2].	21
3.7	Resumo das características do Arduino Mega 2560 [3]	23
3.8	Valor dos parâmetros para a criação da instância da classe UTFT.	25
3.9	Valor dos parâmetros para a criação da instância da classe UTouch.	26
3.10	Configuração dos pinos do cartão SD no modo SPI [4]	27
4.1	Resumo das características do Arduino Uno [5]	47

Lista de Figuras

1.1	Diferentes soluções de capnógrafos existentes no mercado	2
1.2	Capnograma normal e respetivas etapas[6]	3
1.3	Comparação de um capnograma de um indivíduo saudável com um capnograma de um indivíduo asmático [7]	4
1.4	Sacos para o armazenamento de amostras de ar exalado	5
1.5	Cromatógrafo de gás [9]	6
1.6	Dispositivo BIO-VOC de recolha de amostras de ar exalado [8]	7
2.1	Descrição geral das principais funcionalidades da interface gráfica do protótipo de recolha de ar exalado alveolar	10
2.2	Descrição geral das principais funcionalidades da interface gráfica do sistema de agitação das amostras de ar	11
3.1	Protótipo desenvolvido para recolha de ar exalado	14
3.2	Interação entre os vários componentes do trabalho	14
3.3	Diferentes estados da válvula distribuidora [10]	15
3.4	Modificações efetuadas na válvula distribuidora	15
3.5	Sensor de caudal Honeywell AWM720P1 [1]	16
3.6	Sensor de CO ₂ Goldwei C300 [11]	17
3.7	<i>Software</i> dedicado do sensor de CO ₂ Goldwei C300	18
3.8	Arduino Mega 2560	22
3.9	Ecrã tátil Itead Studio ITDB02-3.2S	24
3.10	Expansão ITDB02 MEGA Shield v1.1 para utilização do ecrã no Arduino Mega	24
3.11	Arquitetura de um cartão SD [12]	26
3.12	Numeração dos pinos do cartão SD	27
3.13	Esquema de ligações, em placa branca, do circuito desenvolvido para o protótipo de recolha de ar exalado	28
3.14	<i>Protonshield</i> desenvolvido	29
3.15	Inicialização do Arduino	29
3.16	Organização da estrutura de menus do programa	30
3.17	Sequência de interação entre o operador e a interface gráfica	31
3.18	Menu principal da interface gráfica	31
3.19	Procedimento para obtenção do ambiente gráfico no menu principal	32
3.20	Menus para inserção de diversos dados	33
3.21	Procedimentos realizados pelo Arduino nos menus de inserção de dados	34
3.22	Manipulação dos ficheiros no cartão SD	34

3.23	Menu <i>Monitoring</i> da interface gráfica	35
3.24	Procedimentos realizados pelo Arduino no menu <i>Monitoring</i>	36
3.25	Menu <i>Options</i> da interface gráfica	37
3.26	Procedimentos realizados pelo Arduino no menu <i>Options</i>	38
3.27	Aplicação para receção dos dados exportados	38
3.28	Estrutura da solução final	39
3.29	Primeira proposta para o modelo do protótipo	40
3.30	Resolução do ineficiente escoamento de CO ₂	41
3.31	Modificações realizadas para a obtenção da versão final do protótipo	43
3.32	Representação gráfica dos valores obtidos relativos a uma sessão de recolha realizada	44
4.1	Solução para o armazenamento e termostatização das amostras	45
4.2	Componentes do sistema	46
4.3	Ecrã tátil SmartGPU2	47
4.4	Unidade de controlo Arduino Uno	48
4.5	Esquema de ligações, em placa branca, do circuito desenvolvido para o sistema de agitação	49
4.6	Valor médio de tensão aplicada nos ventiladores devido ao sinal PWM . . .	49
4.7	<i>Protoshield</i> desenvolvido	49
4.8	Interface gráfica do sistema de agitação das amostras de ar exalado	50
4.9	Sistema de termostatização e agitação das amostras de ar exalado	51

Glossário

ADC Conversor analógico-digital.

bit.s⁻¹ Bits por segundo.

bootloader Programa integrado no dispositivo responsável pela sua inicialização.

COMPETE Programa Operacional Factores de Competitividade.

DAC Conversor digital-analógico.

EEPROM *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*.

PWM *Pulse-Width Modulation*.

SPI *Serial Peripheral Interface*.

SRAM *Static Random Access Memory*.

TTL Transistor-Transistor Logic.

Vcc Voltagem de corrente contínua.

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contexto

Esta dissertação enquadra-se no projeto "PTDC/QUI-QUI/117803/2010 ASTHMA - Gestão futura da asma apoiada por amostragem não invasiva: contributos para a definição de um meio de diagnóstico rápido e não invasivo". Trata-se de um projeto co-financiado pelo programa COMPETE, que pretende explorar o potencial da utilização da análise do ar exalado alveolar como método de diagnóstico, incidindo neste caso sobre a população asmática. No entanto, como consta nas secções seguintes, trata-se de um método de diagnóstico abrangente, com aplicabilidade em diversas patologias. O principal interveniente do projeto é o Departamento de Química da Universidade de Aveiro que, no âmbito do mesmo, realiza as recolhas e análises químicas de amostras de ar exalado alveolar de um conjunto de indivíduos que se enquadrem no perfil do estudo realizado.

Por intermédio desta dissertação de mestrado, o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro colaborou neste projeto desenvolvendo os meios que possibilitam efetuar as ações de recolha e armazenamento das amostras de ar exalado. Segundo um outro estudo realizado anteriormente pelo Departamento de Química da Universidade de Aveiro, à responsabilidade da investigadora Sílvia Rocha [13], que utilizou o ar exalado como meio para deteção da bactéria *Helicobacter Pylori*, constatou-se que a medicina beneficiará bastante com a evolução da aplicabilidade deste meio de diagnóstico. É de realçar a possibilidade de se obter diagnósticos mais rápidos, não invasivos e de baixo custo [14]. Por outro lado, a análise do ar exalado permite detetar patologias em fase assintomática, criando condições para iniciar antecipadamente o processo de cura, traduzindo-se diretamente numa vantagem em termos de saúde para o paciente [14].

Nas secções seguintes aborda-se a atualidade em termos de meios e processos utilizados na recolha e análise do ar exalado, bem como alguns fundamentos que justificam a viabilidade deste processo.

1.2 Monitorização do ar exalado

O ar exalado transporta uma grande quantidade de informação sobre o estado do paciente sendo, numa primeira fase, o processo de monitorização a nível de concentração de CO_2 o indicador sintomático de algumas patologias.

A monitorização do CO_2 é utilizada em práticas clínicas hospitalares e pré-hospitalares, tendo um papel importante em procedimentos como a reanimação cardiopulmonar, intubações endotraqueais, na deteção de problemas respiratórios, ou na aplicação de técnicas de sedação [15]. O método designa-se por capnografia e permite obter concentrações de CO_2 do ar exalado pelo paciente submetido à monitorização [16].

O CO_2 produzido pelo organismo humano durante o metabolismo celular é transportado pelo sistema venoso até aos pulmões, onde ocorre a sua eliminação a partir da troca direta com os alvéolos pulmonares e consequente expulsão do organismo através do ar exalado.

Os aparelhos que permitem efetuar a monitorização e quantificação destas concentrações quantitativamente e graficamente ao longo do tempo, designam-se por capnógrafos (Figura 1.1). Estes aparelhos utilizam a luz infravermelha para efetuar a medição, pois esta é absorvida apenas por gases que apresentem duas ou mais moléculas diferentes [17]. As soluções existentes dividem-se em dois tipos: aspirativos (*side stream*), e não-aspirativos (*mainstream*).

Os capnógrafos aspirativos possuem uma pequena bomba que recolhe amostras de gás do circuito de ventilação, conduzindo-as para uma câmara onde é determinada a concentração de CO_2 . Estes sensores trabalham numa gama de valores de caudal entre os 50 e os 200 $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1}$, assegurando a viabilidade da sua utilização tanto em crianças como em adultos. A principal vantagem é a possibilidade de se utilizar em doentes não intubados [18].

Os capnógrafos não-aspirativos são pequenos aparelhos colocados diretamente no circuito de ventilação. O dispositivo é composto por um pequeno emissor de infravermelhos e um sensor de luz. À medida que o ar passa pelo dispositivo, a concentração de CO_2 é calculada em relação à quantidade de luz que chega ao sensor. As primeiras gerações destes capnógrafos eram pouco utilizadas devido à sua fragilidade, dimensões exageradas e peso excessivo que podia danificar os circuitos de intubação. Com a evolução tecnológica e miniaturização, que permitiu melhorias a nível de tamanho e peso, a utilização destes aparelhos têm vindo a crescer [18].



(a) Capnógrafo do tipo não-aspirativo (*Mainstream*), marca EMMA [19]

(b) Capnógrafo do tipo aspirativo (*Sidestream*), marca Goldwei [11]

Figura 1.1: Diferentes soluções de capnógrafos existentes no mercado

Os dados obtidos por estes aparelhos são registados em capnogramas. Estes gráficos traduzem, a nível temporal, a curva de pressão parcial de CO_2 do paciente na mistura

inspirada e expirada. Nos capnogramas podem-se identificar 4 fases (Figura 1.2). A linha basal inspiratória (fase I), que representa a pressão parcial de CO_2 no gás inspirado, deve ter o valor zero, indicando a inexistência de CO_2 na mistura inalada. A linha ascendente (fase II), que indica um rápido aumento da pressão parcial de CO_2 , representa a transição entre o ar que ocupa as vias respiratórias (*deadspace air*) e o ar do tipo alveolar. Dado que o ar presente no espaço morto nunca participa na eliminação do CO_2 do organismo por intermédio de trocas gasosas entre os alvéolos e o sangue, apresenta uma composição semelhante às condições ambientais, com concentrações de CO_2 mais baixas que as do ar alveolar. O *plateau* (fase III) expressa a pressão parcial de CO_2 na mistura exalada, apresentando por norma um aspeto horizontal. Por último, verifica-se uma queda acentuada da pressão parcial de CO_2 indicando o início da inspiração (fase IV).

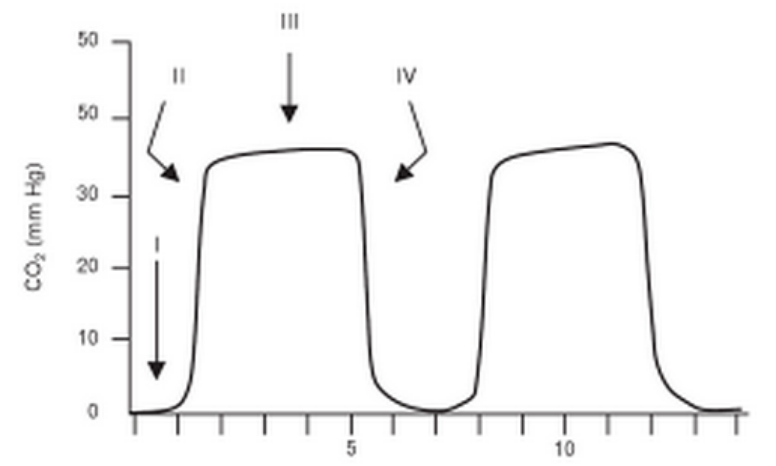


Figura 1.2: Capnograma normal e respetivas etapas[6]

Por norma, um indivíduo saudável liberta cerca de 500 mL (7mL/kg) de ar [20], dos quais é expectável que 5 a 6 % (35- 45 mmHg) corresponda a CO_2 , sendo verificada na fase final da etapa *plateau*(fase III) [7]. Valores fora deste intervalo, bem como padrões fora do normal nas várias fases do capnograma, poderão ser indicativos de patologias, problemas com o equipamento de monitorização ou defeitos na via de circulação do ar. Na Figura 1.3 apresenta-se a comparação entre o capnograma típico de um doente asmático e um capnograma de um indivíduo saudável. Verifica-se uma fase de ascensão mais inclinada, indicando um atraso na libertação do CO_2 .

1.3 Recolha e análise do ar exalado

Na atualidade é recorrente proceder-se à análise de fluidos corporais, como o sangue e a urina, conseguindo-se a partir deles, extrair uma grande quantidade de informação sobre a saúde do indivíduo, essencial para diagnosticar diversas patologias.

Estudos recentes demonstram que a informação química presente no ar exalado alveolar poderá ser utilizada para o mesmo fim. A principal vantagem para os métodos atuais é o caráter não invasivo e indolor do método. Após a realização deste estudo

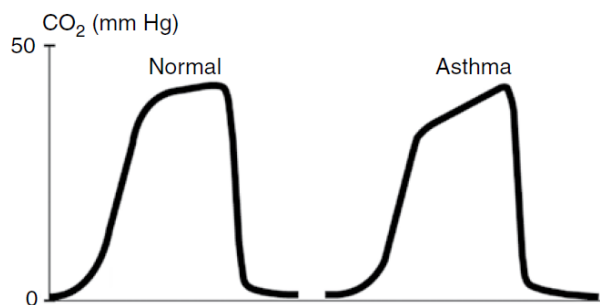


Figura 1.3: Comparação de um capnograma de um indivíduo saudável com um capnograma de um indivíduo asmático [7]

[21], os investigadores concluíram que, embora de dia para dia a composição química no ar exalado de cada indivíduo varie, para além de ser altamente específica e única, é suficientemente constante para ser utilizada para fins médicos, no sentido de melhorar futuramente o tratamento individualizado de cada paciente. O ar exalado é constituído, maioritariamente, por nitrogénio, oxigénio, dióxido de carbono, água, gases inertes e uma fração, em concentrações muito baixas, de compostos orgânicos voláteis (VOCs) [22]. Atualmente estão identificados mais de 500 compostos diferentes, sendo originários tanto de processos metabólicos como podendo ser absorvidos a partir do meio ambiente. A presença de compostos resultantes de processos metabólicos no ar exalado deve-se, essencialmente, às trocas gasosas realizadas no organismo entre o sangue que circula nos pulmões e o ar dos alvéolos pulmonares [23].

Os esforços realizados pela investigação nesta área vão no sentido de criar padrões que associem as concentrações de um conjunto específico de VOCs numa dada amostra com o estado de saúde do paciente, de modo a conseguir estabelecer-se uma relação direta entre a presença destes compostos e o maior número de doenças possível. Diversos estudos foram já realizados nesse sentido, nomeadamente para o cancro pulmonar [24], cancro da mama [25], doenças do fígado [26], doenças intestinais [27], falhas renais [26] e asma [28], entre outras.

A expansão da utilização da análise do ar exalado para fins médicos está bastante dependente do progresso científico e tecnológico. Se, por um lado, é necessário melhorar a capacidade dos métodos de análise para conseguir efetuar medições de concentrações de compostos voláteis cada vez mais baixas, e permitindo uma melhor separação dos mesmos, por outro, é necessário alargar o conhecimento relativamente à origem e significado bioquímico dos compostos orgânicos voláteis presentes nas amostras de ar exalado [29], [30].

1.3.1 Armazenamento e extração dos compostos voláteis das amostras de ar exalado

As etapas de armazenamento e extração são de grande importância para manter a integridade da amostra e conseguir identificar o maior número de compostos voláteis possível.

Uma solução recorrente para o armazenamento das amostras de ar exalado é a utilização de sacos projetados para o efeito. O fator mais importante nos recipientes é o material em que são fabricados, de modo a evitar reações químicas com os compostos

voláteis armazenados, adulterando a constituição da amostra. As soluções mais vulgares no mercado são fabricadas nos seguintes materiais: *Tedlar*, *Kynar* e *Flexfilm*.

Os sacos *Tedlar* são a solução mais utilizada para o armazenamento de amostras de ar exalado. As principais características são a elevada resistência às condições atmosféricas, boas propriedades mecânicas e o seu estado inerte à maioria dos químicos e solventes [31]. Estudos realizados comprovam estas características, demonstrando baixos níveis de contaminação na fase de recolha e períodos de conservação de uma semana, sem comprometer os compostos presentes na amostra [32]. Na Figura 1.4 apresentam-se as várias soluções acima referidas. Estruturalmente são bastante semelhantes, variando apenas no material que as constitui.

O Departamento de Química da Universidade de Aveiro utiliza, no âmbito deste projeto, sacos do tipo *Tedlar* (Figura 1.4a), para o armazenamento das amostras de ar exalado.



(a) Saco de armazenamento de amostras do tipo Tedlar [33]



(b) Saco de armazenamento de amostras do tipo Flexfilm [34]



(c) Saco de armazenamento de amostras do tipo Kynar [35]

Figura 1.4: Sacos para o armazenamento de amostras de ar exalado

Após a amostra ser armazenada, ocorre a etapa de extração e análise dos compostos orgânicos voláteis presentes no ar, também designados como analitos. Na Figura 1.4c pode-se observar a realização de uma extração recorrendo ao método designado por SPME, *Solid Phase Micro-Extraction*. Este método, associado ao processo de cromatografia de gás com deteção por espetrometria de massa (GC-MS), é dos mais utilizados para a identificação de compostos orgânicos voláteis nas amostras de ar exalado.

O princípio de funcionamento da técnica de micro-extração SPME consiste na utilização de um pedaço de fibra ótica de sílica fundida, cuja a extremidade se encontra coberta por um filme fino de polímero ou de um sólido absorvente. A fibra encontra-se integrada num suporte em formato de seringa. Devido à fragilidade da fibra, esta mantém-se retida dentro da agulha para que não seja danificada durante as operações de

manuseamento. Após a agulha perfurar o septo de borracha do recipiente, o êmbolo é empurrado para baixo, expondo a fibra à amostra, iniciando-se o processo de recolha de compostos do ar por contacto direto entre o polímero e a amostra durante um período pré-determinado [36]. Após a extração ter sido efetuada, a fibra é retirada da amostra e colocada num cromatógrafo de gás (Figura 1.5), para se efetuar a análise dos compostos retidos. A combinação acima referida é, no âmbito deste projeto, utilizada pelo Departamento de Química da Universidade de Aveiro para proceder à recolha e análise dos compostos orgânicos voláteis presentes nas amostras de ar exalado.



Figura 1.5: Cromatógrafo de gás [9]

1.3.2 Avaliação de métodos e equipamentos de recolha de ar exalado existentes

Na atualidade existem métodos de análise diretos e indiretos. Os métodos diretos como por exemplo, espectrometria de mobilidade iónica (IMS), reação por transferência de prótons (PTR) ou espectrometria a laser, caracterizam-se por a análise das amostras de ar ser efetuada em tempo real.

Nos métodos indiretos utilizam-se equipamentos como os *canisters* ou os sacos *Tedlar*, para armazenarem e transportarem as amostras para posterior análise. Uma solução comercial relativamente barata utilizada na recolha de amostras de ar é o dispositivo BIO-VOC (Figura 1.6). Este equipamento recolhe uma amostra de ar da fase final da exalação (100-150 mL). Imediatamente após a recolha é aberta uma válvula permitindo que a amostra seja transferida para um dispositivo de recolha ou análise direta [8]. Apesar de o fabricante alegar que apenas é recolhido ar alveolar, não existe qualquer controlo sobre os níveis de CO₂ e respiração do indivíduo durante a fase de recolha.

O protótipo a desenvolver neste trabalho possui vantagens relativamente à instrumentação utilizada nos métodos diretos, pois para além dos custos associados serem inferiores as suas dimensões reduzidas possibilitam a sua portabilidade. Relativamente aos métodos indiretos referidos, nomeadamente o dispositivo BIO-VOC, a existência dos sensores permite diferenciar com maior certeza o ar alveolar do restante. Por outro lado, dado

que o protótipo permitirá a recolha de várias amostras na mesma sessão, dependendo do volume do saco, a capacidade de armazenamento poderá ser muito superior.



Figura 1.6: Dispositivo BIO-VOC de recolha de amostras de ar exalado [8]

Capítulo 2

Objetivos e estrutura

No capítulo anterior, foi referida a grande importância que desenvolvimentos científicos e tecnológicos na área do ar exalado poderão vir a trazer para a medicina e para a saúde, podendo melhorar significativamente as capacidades de diagnóstico de um vasto leque de doenças e, consequentemente antecipar e aumentar a sua percentagem de cura.

Como já referido, este trabalho vai desenvolver meios que possibilitem e ajudem em determinadas etapas do processo.

Para se proceder à recolha realizou-se a conceção, projeto, desenvolvimento e teste de um protótipo para recolha e monitorização de ar exalado, sendo o objetivo geral desta etapa desenvolver um protótipo funcional para aplicação prática real, que em termos de características seja portátil, simples de manusear e de relativo baixo custo. Numa segunda etapa, no sentido de otimizar o processo de recolha e extração, adaptou-se o sistema de agitação desenvolvido a uma câmara de armazenamento com controlo de temperatura.

2.1 Protótipo para recolha e monitorização de ar exalado

Como já referido, um dos objetivos é a conceção, projeto, desenvolvimento e teste de um protótipo para recolha e monitorização de ar exalado.

O protótipo deve obedecer a uma série de requisitos de forma a que, a partir da sua utilização, se obtenham amostras de boa qualidade e fiabilidade para posterior análise química.

Assim, deve-se conceber uma solução completamente autónoma que, a partir da monitorização da pressão parcial de CO_2 do ar exalado e respetivo caudal efetue a recolha de várias amostras de ar alveolar para um saco *Tedlar*, por comutação de uma válvula de três vias. Para tal é necessário monitorizar, em tempo real, a pressão parcial de CO_2 e caudal do ar exalado, processar a informação enviada pelos sensores e atuar no dispositivo de três vias de acordo com limites definidos pelo operador, recolhendo assim apenas ar alveolar de interesse para processo de análise, e eliminando uma possível contaminação/diluição das amostras com ar não alveolar. De modo a que seja possível configurar os parâmetros referidos, foi desenvolvida uma interface gráfica. A interface deve possuir outras funcionalidades, como a configuração do sensor de CO_2 para melhor adaptação às condições do meio de recolha, o registo de várias informações e dados do paciente, o display de capnogramas em tempo real, bem como o registo e exportação dos dados para futura análise e tratamento.

Os desafios inerentes ao processo de conceção são vários, sendo necessário ultrapassá-los de modo a que o resultado final atinja os objetivos propostos. A nível de *hardware* refira-se que o maior desafio é a integração de um sensor comercial de CO₂, sendo necessária a descodificação do seu protocolo de comunicação.

A nível da interface gráfica, os desafios propostos foram no sentido de desenvolver um ambiente gráfico apelativo, funcional e fiável, permitindo ao operador ter controlo total sobre o protótipo, realizando todas as tarefas de forma clara, rápida e eficaz (Figura 2.1).

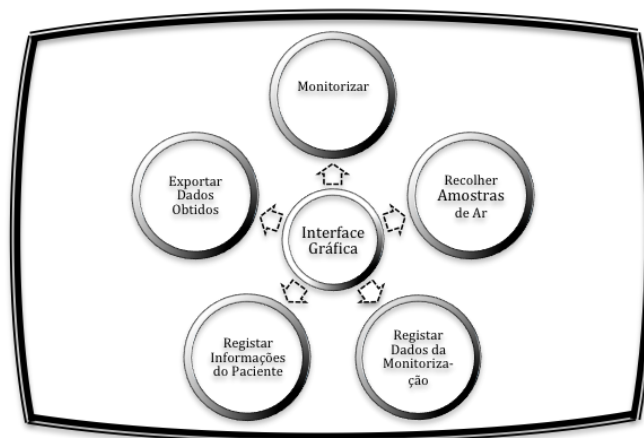


Figura 2.1: Descrição geral das principais funcionalidades da interface gráfica do protótipo de recolha de ar exalado alveolar

2.2 Sistema de termostatização e agitação de amostras de ar exalado

Como referido, outro objetivo desta dissertação é a criação de um sistema de agitação para as amostras de ar que será adaptado a uma câmara de armazenamento com controlo de temperatura integrado. O sistema deve criar uma agitação aleatória, a partir de um circuito de ventiladores que atuam sobre as amostras de ar. A unidade de controlo do sistema tem uma interface gráfica que permite ao operador proceder à iniciação do sistema de agitação e configurar parâmetros como o tempo de ciclo e a velocidade dos ventiladores (Figura 2.2).

O sistema de termostatização e agitação das amostras permite obter melhores resultados no processo de extração SPME. Sendo a temperatura um fator influenciável no processo de extração, mantendo o seu valor constante garantem-se sempre as mesmas condições, eliminando este parâmetro da lista de variáveis a considerar no processo. Por outro lado, termostatizando as amostras a temperaturas acima da temperatura ambiente garantirá sempre a volatilidade do gás, isto é, a permanência das amostras sempre no estado gasoso sem qualquer formação de condensado durante o período de armazenamento e extração. A termostatização é feita recorrendo a uma câmara termostática, a que se adicionou o sistema de agitação desenvolvido.

A agitação da amostras é outro fator de grande influência na extração. A realização do processo em regime estático não garante que todos os componentes orgânicos voláteis

presentes na amostra de ar entrem em contacto com o polímero exposto. Procedendo-se, durante o período de extração, à agitação das amostras, aumenta-se a probabilidade de contacto entre os diversos componentes e o polímero da fibra, aumentando assim a quantidade e diversidade de substâncias obtidas na extração. Consegue-se assim obter uma maior eficácia e eficiência extrativa.

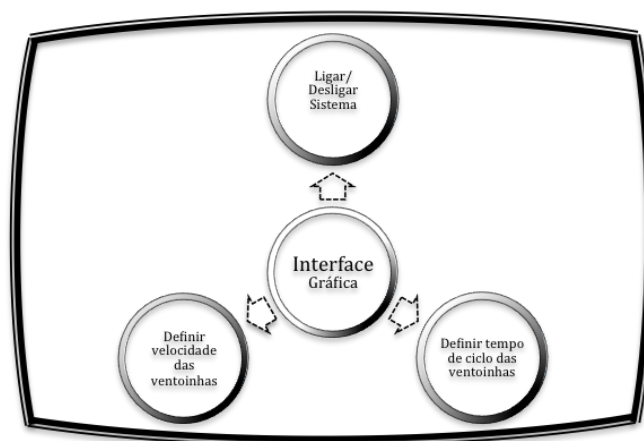


Figura 2.2: Descrição geral das principais funcionalidades da interface gráfica do sistema de agitação das amostras de ar

2.3 Estrutura da dissertação

Esta dissertação é composta por 5 capítulos distintos.

No primeiro Capítulo efetua-se o enquadramento deste trabalho, introduzindo a temática do ar exalado com especial foco nos processos de análise e recolha existentes, e respetivos recursos associados.

No segundo Capítulo definem-se os objetivos deste trabalho, apresentando-se as características e funcionalidades dos dispositivos e sistemas desenvolvidos.

No terceiro Capítulo apresenta-se o desenvolvimento, conceção e teste do protótipo de recolha e monitorização de ar exalado, descrevendo-se detalhadamente os componentes eletrónicos e mecânicos integrados, todo o desenvolvimento de *software*, a estrutura do protótipo, e a apresentação da proposta de protótipo final, com uma análise dos resultados obtidos nas sessões de teste e a apresentação de alterações realizadas para a otimização do seu funcionamento.

No quarto Capítulo apresenta-se o desenvolvimento e conceção do sistema de termostatização e agitação de amostras de ar alveolar, descrevendo-se detalhadamente, os componentes e o funcionamento da câmara termostática, bem como, o sistema de agitação nesta integrado, constituído por *hardware* e *software* especificamente desenvolvido para o seu funcionamento.

No quinto Capítulo apresentam-se as conclusões finais bem como, algumas propostas de trabalho futuro de modo a dar continuidade e a melhorar o trabalho desenvolvido nesta dissertação.

No final desta dissertação apresenta-se o material bibliográfico consultado, bem como, os anexos necessários para complementar a compreensão do trabalho realizado.

Capítulo 3

Protótipo de recolha de ar exalado para aplicações médicas

Neste capítulo apresentam-se todas as etapas realizadas no desenvolvimento do protótipo de recolha e análise de ar alveolar. O protótipo final obtido (Figura 3.1a) resulta da integração de *hardware* e *software* especificamente desenvolvido no âmbito deste trabalho.

Em termos de *hardware* utiliza-se uma unidade de controlo Arduino para controlar e interagir com os vários componentes: uma válvula de 3 vias (Secção 3.1.1) para o encaminhamento das amostras de ar para o saco de recolha ou para o exterior consoante os valores para armazenamento especificados pelo operador; um sensor de caudal (Secção 3.1.2) responsável pela obtenção dos valores de fluxo de ar; e um sensor de CO₂ (Secção 3.1.3) para a obtenção dos valores de pressão parcial de CO₂ presentes no ar exalado. De modo a tornar possível a integração dos dispositivos descritos, desenvolveu-se um circuito eletrónico (Secção 3.1.6) que permite a alimentação e controlo destes por parte da unidade de controlo Arduino.

A nível de *software* desenvolveu-se um programa com diversas funções que permitem, para além de estabelecer a comunicação entre os componentes e a unidade de controlo, a aquisição e tratamento dos dados recebidos, de modo a que estes possam ser utilizados tanto para a análise do ar exalado como na recolha de amostras de ar alveolar. Desenvolveu-se ainda uma interface gráfica que torna possível o controlo, parametrização e manipulação do protótipo por parte do operador, permitindo a execução de várias tarefas:

- configurar parâmetros do sensor de CO₂;
- configurar a atuação da válvula para a recolha das amostras de ar alveolar;
- registar informações do paciente;
- monitorizar o ar exalado;
- guardar os valores de caudal e de teor de CO₂ de várias exalações;
- recolher várias amostras de ar exalado alveolar;

A visualização da interface gráfica é possível por meio de um ecrã tátil que se encontra acoplado à unidade de controlo Arduino. Por último, desenvolveu-se o invólucro e

respetivas peças de suporte, que permitem integrar e acomodar todos os dispositivos de *hardware* do sistema. A disposição escolhida para os elementos do protótipo define uma via de circulação para o ar exalado que permite efetuar os processos de análise e seleção das amostras a recolher (3.1b).

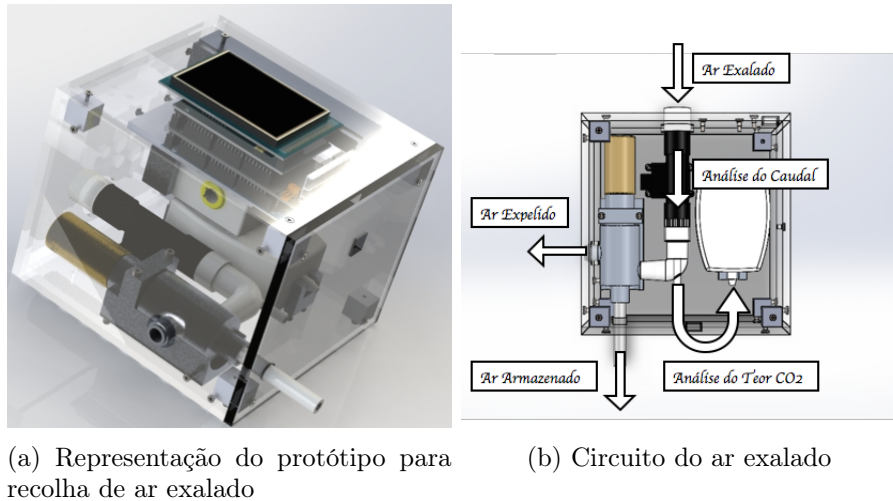


Figura 3.1: Protótipo desenvolvido para recolha de ar exalado

3.1 Componentes eletrónicos e mecânicos

Nesta secção apresentam-se todos os componentes que integram o protótipo para recolha de ar exalado. A solução desenvolvida resulta da integração e interação entre vários componentes eletrónicos e mecânicos, nomeadamente, uma unidade de controlo Arduino Mega 2560, um ecrã tátil que permite ao utilizador parametrizar e comandar o sistema e visualizar a interface gráfica, e uma expansão onde se encontra integrado o circuito eletrónico desenvolvido. Por sua vez, a unidade de controlo interage com três componentes distintos: uma válvula de três vias, um sensor de caudal e um sensor de CO₂.

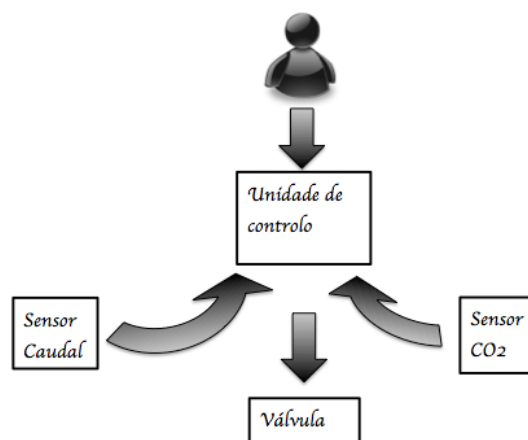


Figura 3.2: Interação entre os vários componentes do trabalho

3.1.1 Válvula distribuidora

De forma a efetuar a separação entre ar alveolar e o ar das vias respiratórias, este exalado antes do ar alveolar, projetou-se uma válvula de três vias que comuta de acordo com os parâmetros definidos pelo operador, que são a pressão parcial de CO_2 e o caudal de ar, de modo a encaminhar o ar para o recipiente de armazenamento da amostra de ar.

A válvula apresenta uma construção em aço inox, sendo que tanto o corpo da válvula como os órgãos móveis são do mesmo material, de modo a evitar a contaminação da amostra por eletrólise ou por parte de agentes corrosivos, devido à humidade presente no ar exalado. O corpo da válvula foi dimensionado de modo a permitir um caudal de ar na ordem dos $200 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$.

Como já referido, o dispositivo comuta de acordo com parâmetros programáveis. No seu estado de repouso, Figura 3.3a, o ar exalado é expelido para o exterior, sendo apenas encaminhado para o recipiente quando a válvula comuta, apresentando a posição ilustrada na Figura 3.3b.

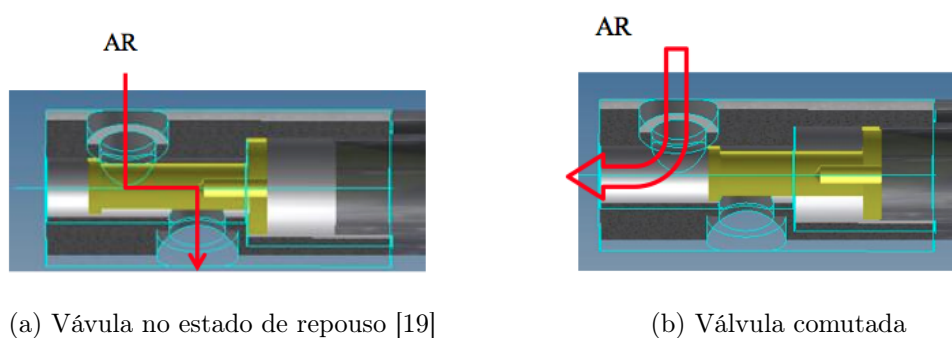


Figura 3.3: Diferentes estados da válvula distribuidora [10]

A válvula foi concebida no âmbito de um projeto de Automação II [10], do Mestrado em Engenharia de Automação Industrial da Universidade de Aveiro, por parte do aluno Hugo Ferreira. Após se adaptar a válvula ao circuito, verificou-se um problema no dimensionamento do seu solenóide. Este revelou-se ineficaz para vencer a força exercida pela mola, não permitindo a comutação. Foi necessário recorrer a uma solução alternativa, sendo as alterações efetuadas mostradas na Figura 3.4.

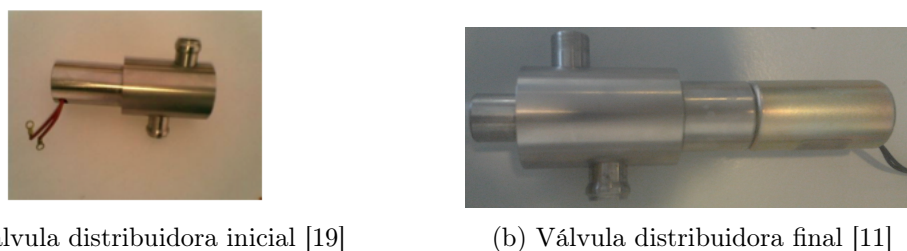


Figura 3.4: Modificações efetuadas na válvula distribuidora

3.1.2 Sensor de caudal

Como já referido na secção anterior, um dos parâmetros de controlo da comutação da válvula distribuidora é o caudal de ar exalado. Para efetuar a sua medição, integrou-se no protótipo o caudalímetro Honeywell AWM720P1 (Figura 3.5).

Em termos de características, apresenta uma resolução nas medições à centésima, leituras de caudal até aos 200 L.min^{-1} , erros de repetibilidade inferiores a 0.35 %, tempos de resposta na casa dos 6 ms, e baixos consumos de energia, da ordem dos 60 mW [1].

O sensor efetua medições do caudal de ar de forma ininterrupta e sequencial a partir do momento em que o operador, através da consola de comando, solicita as funcionalidades de monitorização do sistema.

As medições resultam numa tensão, compreendida entre 1.00 e 5.00 Vcc aos terminais do sensor à medida que o ar flui. Os valores de tensão são adquiridos através de uma entrada analógica do Arduino, sendo convertidos para valores compreendidos entre 0 e 1023 [37], utilizando um circuito interno ADC [38].

De modo a ser possível desenvolver um algoritmo que calcule constantemente os valores de caudal, estabeleceram-se relações entre a tensão de saída e o caudal aplicáveis entre cada conjunto de valores presente na Tabela 3.1. Cada equação (3.1) representa um subdomínio em que a relação se considerou linear.



Figura 3.5: Sensor de caudal Honeywell AWM720P1 [1]

Caudal [L.min^{-1}]	Valores de tensão [VCC]
0	1.00
25	2.99
50	3.82
75	4.30
100	4.58
150	4.86
200	5.00

Tabela 3.1: Valores de tensão do sensor para alguns valores de caudal característicos [1]

$$LPM = \begin{cases} 12.5628 \times VCC - 12.5628 \text{ se, } VCC \in [1, 2.99], \\ 30.1205 \times VCC - 65.0602 \text{ se, } VCC \in [2.99, 3.82], \\ 52.0833 \times VCC - 148.9580 \text{ se, } VCC \in [3.82, 4.30], \\ 89.2857 \times VCC - 308.2857 \text{ se, } VCC \in [4.30, 4.58], \\ 178.5710 \times VCC - 717.8570 \text{ se, } VCC \in [4.58, 4.86], \\ 357.1430 \times VCC - 1585.7100 \text{ se, } VCC \in [4.86, 5.00]. \end{cases} \quad (3.1)$$

3.1.3 Sensor de CO₂

Associada à leitura do caudal de ar do circuito, está a leitura da pressão parcial de CO₂, que tem um papel importante no protótipo tanto para efeitos de monitorização como para efetuar a separação do ar. Para tal, recorreu-se à integração no sistema do sensor de CO₂ Goldwei C300 (Figura 3.6).



Figura 3.6: Sensor de CO₂ Goldwei C300 [11]

Trata-se de um capnógrafo do tipo aspirativo (*sidestream*), que integra para além do módulo do sensor um *software* dedicado (Figura 3.7), designado por C5, onde é possível efetuar todas as ações de inicialização, monitorização e registo de dados.

No protótipo, de modo a ser possível efetuar ações semelhantes por ordens do Arduino, foi necessário proceder à implementação de um protocolo que permita estabelecer a ligação entre ambos os dispositivos. Tal só foi possível após a empresa responsável pelo produto ter cedido o protocolo de comunicação original, permitindo a compreensão e adaptação do sensor ao protótipo para as necessidades requeridas. O sensor comunica utilizando uma configuração standard, do tipo RS-232 [2], tendo, como é característico, três linhas distintas: linha de receção, linha de envio e linha de massa. Os dados são transmitidos a uma taxa de amostragem fixa de 19200 bps, sendo cada pacote composto por 8 bits de dados e 1 *stop bit*, não apresentando bit de paridade. Não existe na comunicação nenhum processo de controlo de fluxo de dados (*handshake*) [2]. As mensagens de comunicação enviadas e recebidas pelo sensor possuem um formato geral, ver (3.2), podendo apresentar variações no número de elementos, consoante o comando que a mensagem representa.

$$CMD - NBF - [DataByte_0 \dots DataByte_n] - CKS \quad (3.2)$$

onde:

- *CMD* corresponde ao *byte* do comando.

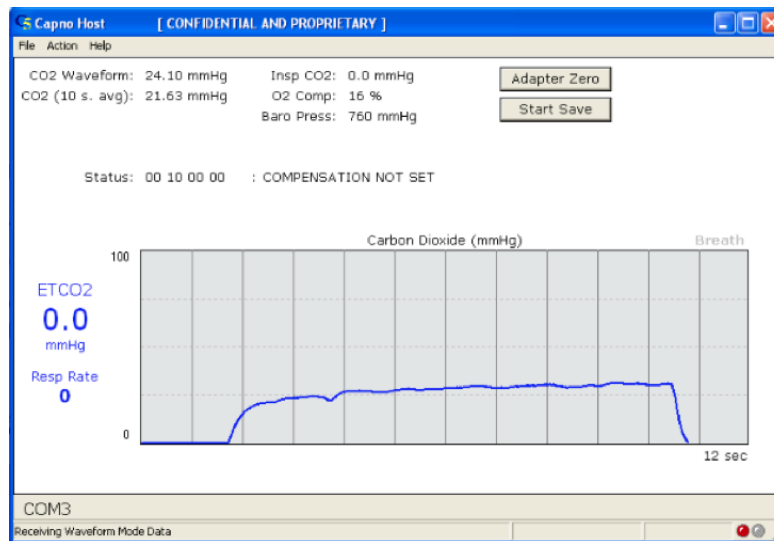


Figura 3.7: *Software* dedicado do sensor de CO₂ Goldwei C300

- *NBF* corresponde ao número de total *bytes* que se sucedem a este, incluindo o *byte* de *checksum*.
- $[DataByte_0...DataByte_n]$ corresponde aos *bytes* de dados.
- *CKS* corresponde ao *byte* de *checksum*.

O primeiro *byte* da mensagem, *CMD*, especifica qual o comando a que corresponde a mensagem.

Os comandos possíveis são vários, estando compreendidos, num intervalo hexadecimal, entre 80h e FFh (Tabela 3.2). Estes podem ser categorizados em comandos de resposta contínua ou de resposta única. Em termos de diferenças, os comandos de resposta contínua enviam pacotes de dados ininterruptamente para o recetor, enquanto que os comandos de resposta única, apenas enviam uma única mensagem.

O segundo *byte*, *NBF*, encontra-se presente em todas as mensagens, permitindo delimitar o tamanho das mesmas. No trabalho, tratou-se de um *byte* de grande utilidade para a deteção de anomalias nas mensagens recebidas pelo Arduino.

Os *bytes* que se sucedem, são *bytes* de dados. O seu conteúdo é variável consoante o comando a que a mensagem se refere.

O último *byte*, *CKS*, é um *byte* de *checksum*, sendo específico para a verificação da integridade dos pacotes. É necessário efetuar-se a computação do *checksum* tanto para pacotes enviados como para pacotes recebidos.

Comandos implementados para a comunicação com o Arduino

Dos comandos referidos na Tabela 3.2, efetuou-se a implementação apenas dos essenciais para o protótipo: 80h, 84h e C9h.

O comando 80h é um comando de resposta contínua que transmite os valores de CO₂ registados pelo sensor, bem como outras informações relativas à monitorização e ao estado do sensor [2].

Comando	Descrição
80h	Comando de envio contínuo de dados, como valores de CO ₂ ou informações do sensor
82h	Comando para calibração do zero do sensor
84h	Comando para definição e obtenção de configurações do sensor
C8h	Comando enviado pelo sensor na ocorrência de um erro operacional
C9h	Comando para parar o envio contínuo de dados
F8h	Comando para reiniciar o sensor

Tabela 3.2: Comandos do sensor Goldwei C300 [2]

De modo a que o sensor comece a enviar a informação, é necessário que o Arduino envie uma mensagem específica, cujo o formato é apresentado em (3.3).

$$80h - NBF - 0 - CKS \quad (3.3)$$

Após a mensagem de ordem ser interpretada pelo sensor, este envia para o Arduino pacotes de mensagens com o formato apresentado em (3.4).

$$80h - NBF - SYNC - CO2WB1 - CO2WB2 - [DPI - DPB_1 - DPB_n] - CKS \quad (3.4)$$

onde:

- *SYNC* é um *byte* que incrementa, ciclicamente, entre 0 e 127, inclusive, permitindo controlar se todos os pacotes enviados que chegam ao recetor.
- *CO2WB1*, *CO2WB2* são os *bytes* que transmitem as medições de CO₂.
- *DPI* é um índice que define outros parâmetros enviados, como informações de estado do sensor ou da monitorização de CO₂. Este *byte* não aparece em todas as mensagens sendo o sensor que define a sua necessidade de envio.
- *DPB₁*, *DPB_n* são os *bytes* que contêm os dados relativos ao parâmetro *DPI* enviado. Estes *bytes* são enviados apenas quando necessário.

Para a obtenção dos valores de pressão parcial de CO₂ medidos pelo sensor, necessitou-se de implementar no Arduino um algoritmo que efetua a descodificação das mensagens, extraíndo destas os *bytes* *CO2WB1* e *CO2WB2*. De seguida, calcula-se o valor de CO₂, em mmHg, utilizando a equação (3.5) [2].

$$CO_2 = \frac{(128 \times CO2WB1) + CO2WB2 - 1000}{100} \quad (3.5)$$

O comando 84h (Tabela 3.3) permite obter e definir um número vasto de configurações de funcionamento do sensor.

Se a mensagem enviada ao sensor tiver apenas presente o *byte* *ISB*, não enviando valores de configuração relativos ao parâmetro requisitado, *bytes* $[DB_1 \dots DB_n]$, a mensagem

enviada é interpretada como uma ordem de obtenção das definições do parâmetro. Caso, para além do *ISB*, sejam enviados na mensagem valores de configuração do respetivo parâmetro, *bytes* $[DB_1...DB_n]$, a mensagem enviada é interpretada como uma ordem de configuração, onde:

Tipo de mensagem	Formato da mensagem
Obter definições do sensor	$84h - NBF - ISB - CKS$
Configurar sensor	$84h - NBF - ISB - [DB_1 - DB_n] - CKS$

Tabela 3.3: Tipos de mensagem do comando 84h[2]

- *ISB* é o *byte* que define o parâmetro à qual a mensagem se refere.
- DB_1, DB_n - são os *bytes* que transmitem os valores de configuração do parâmetro que o *byte ISB* representa.

As medições de CO_2 são afetadas pelas condições de temperatura e pressão ambiente ou pela presença de outros gases na mistura. A Tabela 3.4 mostra, quantitativamente, o quanto as compensações têm influência nos valores de CO_2 medidos.

De acordo com o protocolo de comunicação é conveniente efetuar as compensações antes de realizar qualquer medição e sempre que exista alterações das condições das vias respiratórias do paciente. Um melhor conhecimento dessas condições, permitirá obter leituras mais corretas.

% O ₂	Mistura de gás expirado			Valor de CO ₂ [mmHg]
	Gás a compensar	Pressão barométrica [mmHg]	Temperatura do gás	
16	N ₂	760	35	38
60	N ₂	760	35	36.6
16	N ₂ O	760	35	39.9
40	N ₂ O	760	35	40.3
16	N ₂	700	35	33.9*
16	N ₂	760	25	39.1

* Nota: A 700 mmHg de pressão barométrica, o valor correto de CO_2 é de 35.0 mmHg[2].

Tabela 3.4: Influência das compensações nas medições de CO_2 [2].

A configuração das compensações só é possível devido à implementação de duas mensagens distintas, englobadas no comando 84h: uma mensagem para a configuração da pressão barométrica (Tabela 3.5) e outra para a compensação dos gases presentes na mistura, como O_2 , N_2O e He, assim como, da presença de agentes anestésicos (Tabela 3.6). As mensagens seguem o formato específico do comando 84h e utilizam, para a identificação dos parâmetros, o *byte ISB*.

<i>Byte</i>	Configuração
ISB	1
NBF	2
DB1 ¹	$\frac{P.bar.}{128} \& 7Fh$
DB2 ¹	$P.bar. \& 7Fh$

¹ Onde, P. bar. é a pressão barométrica definida pelo utilizador.

Tabela 3.5: Configuração dos *bytes* para envio de uma mensagem de configuração da pressão barométrica [2]

<i>Byte</i>	Configurações	
ISB	11	
NBF	4	
DB1	Compensação O2	
	Conversão:	DB1 = % O2
	Valor pré-definido	16%
	Resolução	1%
	Intervalo	0-100 %
DB2	Definição do gás presente na mistura	
	Conversão:	DB2 = Gas
		= 0, Ar Ambiente
		= 1, N2O
		= 2, Helio
	Valor pré-definido	0 (Ar Ambiente)
DB3, DB4 ¹	Agentes Anestésicos	
	Conversão	DB3, DB4 = % Agentes Anestésicos × 10
	Valor pré-definido	0.0 %
	Resolução	0.1 %
	Intervalo	0.0- 20.0%

¹ Quantificação da quantidade de gás administrado ao paciente

Tabela 3.6: Configuração dos *bytes* para envio de uma mensagem de configuração das compensações de gases [2].

O comando C9h, como já referido, tem a funcionalidade de interromper a transmissão de dados de um comando de resposta contínua, como, por exemplo, o comando 80h.

Assim que o sensor receber e processar o comando, este irá ser executado, tendo em atenção se algum pacote de dados está a ser enviado naquele momento. Caso esteja, a execução do comando só será efetuada após a conclusão do envio do pacote de dados [2].

O comando apresenta o formato definido em (3.6).

$$C9h - NBF - CKS \quad (3.6)$$

3.1.4 Arduino Mega 2560

A unidade de controlo que integra o protótipo é a plataforma eletrónica de prototipagem designada por Arduino Mega 2560 (Figura 3.8). As plataformas Arduino apresentam grande flexibilidade, adaptabilidade e custo reduzido.

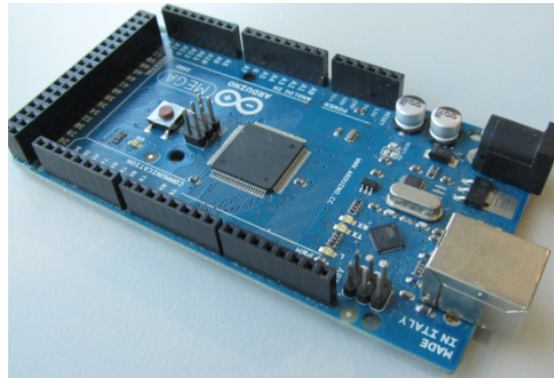


Figura 3.8: Arduino Mega 2560

Em termos de características (Tabela 3.7) apresenta no seu núcleo um microcontrolador ATmega2560 com uma velocidade de *clock* de 16 MHz.

A nível de memória apresenta disponíveis 256 kB de memória *Flash*, 8 kB de memória SRAM e 4 kB de memória EEPROM. Em cada tipo de memória executam-se ações diferentes: na memória *Flash* armazena-se, para além do *bootloader*, todo o código do programa desenvolvido [39]; na memória SRAM gerem-se todas as variáveis necessárias para o seu funcionamento [39]; e na memória EEPROM guardam-se todas as informações que se queiram manter presentes mesmo que a unidade de controlo seja desligada, como, por exemplo, configurações do programa em execução.

A unidade de controlo é composta por uma interface com 16 entradas analógicas e 54 pinos digitais que podem atuar como entradas ou saídas, sendo que 15 desses pinos poderão ainda funcionar em modo PWM.

O Arduino funciona a uma tensão de 5 V, sendo recomendado, caso seja alimentado externamente, fornecer tensões compreendidas entre 7-12 V.

O Arduino pode ser programado com uma linguagem de programação própria, tendo como base uma *framework* para microcontroladores designada por *Wiring*. A linguagem é, essencialmente, uma combinação de C com C++. Estas plataformas apresentam ainda um ambiente gráfico de programação dedicado para o desenvolvimento dos projetos, permitindo efetuar todas as ações de *debug* e comunicação com o dispositivo. Para que o

Arduino consiga correr o programa, os projetos (*sketchs*) devem obedecer a uma estrutura de código particular. Esta é constituída por dois ciclos principais: o *Setup* e o *Loop*.

O *Setup* é chamado pelo Arduino apenas quando o programa é inicializado. Neste, é possível efetuar tarefas como a inicialização de variáveis e portas de comunicação série, a configuração das entradas e saídas necessárias, entre outras. Trata-se assim, de um ciclo de configuração do funcionamento do Arduino.

Após correr todo o ciclo de configuração *Setup*, entra-se num segundo ciclo contínuo infinito designado por *Loop*.

Características:	
Tensão de funcionamento	5 V
Tensão a fornecer (recomendada)	7-12 V
Tensão suportada	6-20 V
Pinos Digitais (Entradas e saídas)	54 (das quais 15 saídas funcionam no modo PWM)
Entradas analógicas	16
Memória Flash	256 kB (dos quais 8 kB são reservados para o <i>bootloader</i>)
Memória SRAM	8 kB
Memória EEPROM	4 kB
Velocidade de <i>clock</i>	16 MHz

Tabela 3.7: Resumo das características do Arduino Mega 2560 [3]

3.1.5 Ecrã tátil

Como já referido na secção anterior, o Arduino é uma plataforma de grande versatilidade. Uma das causas, deve-se a ser um produto *open-source*, incentivando vários fabricantes a desenvolver diversos módulos de expansão que aumentam as funcionalidades e capacidades da plataforma.

De modo a ser possível ao operador interagir com a interface gráfica desenvolvida, integrou-se neste trabalho um ecrã tátil.

O dispositivo Itead Studio ITDB02-3.2S (Figura 3.9) apresenta um *display* de 3.2", com uma resolução de 320×240. Revelou-se uma boa solução devido às suas dimensões e pelo facto de integrar uma ranhura para um cartão SD [40].

Expansão do ecrã para Arduino Mega

A integração do ecrã neste trabalho só é possível com a utilização de uma expansão (*shield*) específica. Os módulos de LCD ITDB02-3.2S funcionam a 3.3 V, não sendo diretamente compatíveis com o Arduino Mega. Necessita-se assim de utilizar a expansão para o modelo designada por ITDB02 MEGA Shield v1.1 (Figura 3.10).

A utilização deste *shield* expande assim as capacidades do Arduino nos seguintes aspetos [41]:

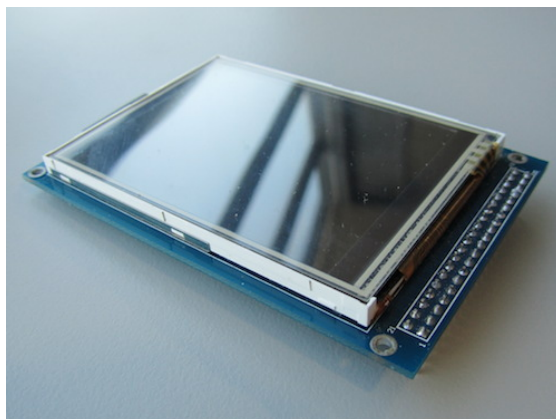


Figura 3.9: Ecrã tátil Itead Studio ITDB02-3.2S

- Suporte do modo de 8 e 16 bits;
- Integração dos ecrãs de 2.4" e 3.2";
- Expansão da capacidade de armazenamento com a utilização de um cartão SD;
- Possibilidade de integração de um relógio, devido à presença de um dispositivo integrado DS1307;
- Novas bibliotecas, dedicadas ao desenvolvimento de interfaces gráficas tácteis.

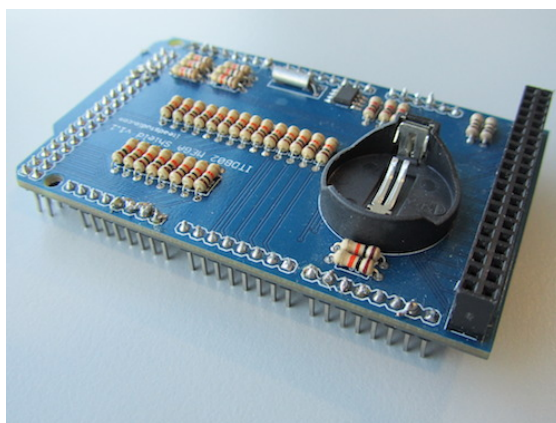


Figura 3.10: Expansão ITDB02 MEGA Shield v1.1 para utilização do ecrã no Arduino Mega

As bibliotecas, anteriormente referenciadas, são a UTFT e UTouch, e são essenciais em toda a programação da interface.

A biblioteca UTFT contém um conjunto de funções dedicadas para a construção da parte gráfica, como desenhar pontos, linhas, figuras geométricas, definir o tamanho das fontes de escrita, ou definir as cores dos elementos da interface.

Estando a biblioteca implementada em C++ é necessário, para a utilização das funções, criar uma instância da classe UTFT com o construtor que tem como argumentos

os seguintes parâmetros:

$$UTFT(Model, RS, WR, CS, RST[, ALE])[42] \quad (3.7)$$

onde:

- *Model* identifica o modelo do display;
- *RS* define o pino *Register Select*;
- *WR* define o pino de escrita de dados;
- *CS* define o pino *Chip Select*;
- *RST* define o pino de *Reset*;
- *ALE* parâmetro irrelevante;

A inicialização do construtor é específica para os vários modelos [41] compatíveis com esta expansão. No caso do modelo de ecrã utilizado, os parâmetros assumem os valores apresentados na Tabela 3.8.

Parâmetro	Valor
Model	ITDB32S
RS	38
WR	39
CS	40
RST	41
ALE	-

Tabela 3.8: Valor dos parâmetros para a criação da instância da classe UTFT.

A segunda biblioteca dedicada, UTouch, é responsável pela interação tátil com o ecrã. As funções presentes nesta permitem verificar e obter coordenadas de posição definidas por cada toque do operador no ecrã. Para dotar o ecrã da funcionalidade tátil, e se usufruir de todas as capacidades da biblioteca, é fundamental criar uma instância da classe UTouch com o construtor que tem como argumentos os seguintes parâmetros:

$$UTouch(TCLK, TCS, TDIN, TDOUT, IRQ)[43] \quad (3.8)$$

onde:

- *TCLK* define o pino para o sinal de relógio;
- *TCS* define o pino *Chip Select*;
- *TDIN* define o pino para a receção de dados;
- *TDOUT* define o pino para o envio de dados;
- *IRQ* define o pino para interrupções;

Para o modelo de ecrã utilizado os parâmetros assumem os valores apresentados na Tabela 3.9.

Parâmetro	Valor
TCLK	6
TCS	5
TDOUT	4
TDIN	3
IRQ	2

Tabela 3.9: Valor dos parâmetros para a criação da instância da classe UTouch.

Cartão SD

Uma das funcionalidades, de grande importância para este trabalho, disponível devido à integração da expansão, é a possibilidade de utilização de um cartão SD.

Os cartões SD são dispositivos de memória flash com capacidades de armazenamento elevadas. Em termos de arquitetura, estes dispositivos são constituídos por uma interface de 9 pinos, um controlador, uma componente de memória interna e uma componente de memória de armazenamento (Figura 3.11).

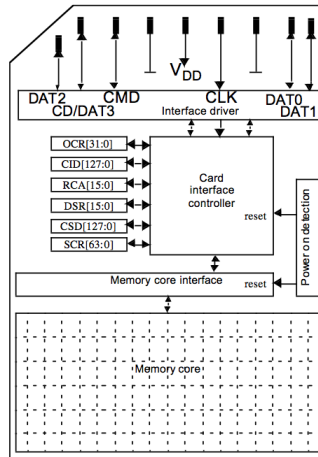


Figura 3.11: Arquitetura de um cartão SD [12]

O controlador interno é responsável por gerir as ações de escrita, leitura, eliminação de ficheiros e verificação de erros ou desgaste do dispositivo.

Os modos de comunicação presentes no cartão são o modo SD e o modo SPI. Dado que o Arduino não é compatível com o modo nativo de funcionamento dos cartões SD, a única forma de se aceder ao cartão é utilizando o modo SPI.

O protocolo de comunicação SPI permite uma comunicação *Master-Slave*, utilizando duas vias distintas, uma para a receção de dados, *SDI*, e outra para o envio, *SDO*. As comunicações funcionam a partir do envio e receção de sinais elétricos cuja a tensão varia entre nula e positiva [44]. Existe ainda uma terceira ligação onde é transferido um sinal de relógio, *clock*, com uma frequência conhecida, cuja finalidade é sincronizar a comunicação. A cada bit enviado pelo *Master*, o *Slave* envia outro no mesmo instante. Pode-se assim caraterizar a comunicação SPI como síncrona, com um diálogo *full duplex*. Na Tabela 3.10 pode-se observar a configuração dos pinos do cartão SD, numerados de acordo com a Figura 3.12, utilizando o protocolo de comunicação SPI.

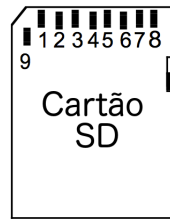


Figura 3.12: Numeração dos pinos do cartão SD

Modo SPI	
Pino	Descrição
1	CS- <i>Chip Select</i>
2	SDI- Receção de dados
5	<i>Clock</i>
7	SDO- Envio de dados

Tabela 3.10: Configuração dos pinos do cartão SD no modo SPI [4]

Apesar do Arduino possuir uma boa quantidade de memória, suficiente para a maioria das utilizações, para este trabalho revelou-se insuficiente e limitativa, pois, para além da relativa complexidade do ambiente gráfico, o número de dados a armazenar é bastante elevado. Seria de todo impossível a obtenção dos mesmos resultados na ausência desta funcionalidade.

Devido a uma limitação de *hardware* a implementação do cartão SD encontra-se a funcionar apenas a 1/4 da velocidade máxima SPI, isto é, 2 MHz [45]. Para se proceder com sucesso à inicialização do dispositivo, é necessário alterar a configuração da velocidade SPI na função de inicialização do cartão que integra a biblioteca "SD", através do seguinte procedimento:

- Aceder no disco rígido à pasta "*Libraries*" presente dentro da pasta da aplicação "*Arduino*";
- Aceder à pasta "*SD*" que contém a biblioteca utilizada na implementação;
- Aceder à pasta "*Utility*";
- Abrir o ficheiro "*SD.cpp*";
- Editar a função "*begin()*", substituindo a definição de velocidade "*SPI_HALF_SPEED*" por "*SPI_QUARTER_SPEED*";

Dado que esta biblioteca está localizada dentro da pasta do programa Arduino é necessário ter algum cuidado quando se efetua uma atualização do *software*. A cada atualização as bibliotecas são substituídas, o que implica a necessidade de efetuar novamente os passos acima referidos.

3.1.6 Circuito eletrónico

De modo a integrar no trabalho os diversos componentes anteriormente apresentados, nomeadamente a válvula distribuidora, o sensor de caudal e o sensor de CO₂, desenvolveu-se um circuito eletrónico para a alimentação e comunicação destes com o Arduino (Figura 3.13). Em Anexos I encontra-se o circuito projetado utilizando o software *EAGLE PCB*.

Na Secção A encontra-se a alimentação do circuito a 12 V e um condensador eletrolítico, que desempenha uma função de estabilização do valor da tensão.

Na Secção B encontra-se o circuito de controlo e alimentação do solenóide de atuação da válvula distribuidora. Este não pode ser conectado diretamente ao Arduino pois, para além de requerer correntes mais elevadas que as que são possíveis de fornecer, pode

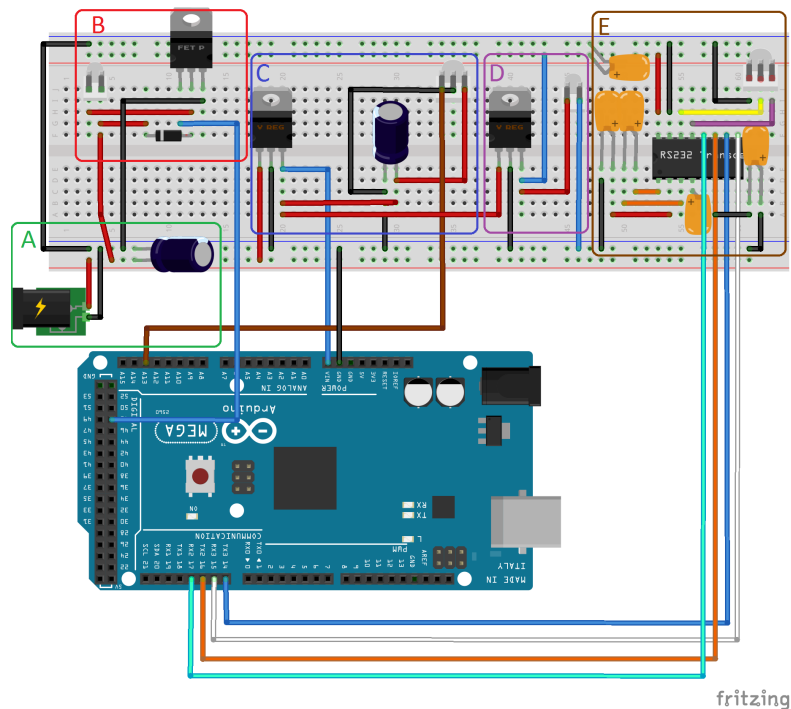


Figura 3.13: Esquema de ligações, em placa branca, do circuito desenvolvido para o protótipo de recolha de ar exalado

gerar picos de tensão destrutivos quando é desligado (efeito indutivo). A solução passa pela utilização de um MOSFET, que efetua o drive de potência do solenóide. Dadas as características indutivas do solenóide, quando este é desativado geram-se picos de tensão no sentido inverso capazes de destruir o MOSFET. Torna-se necessária a utilização de um díodo que, na ocorrência destes picos, redirecione o fluxo novamente para o solenóide, até que a energia armazenada no campo magnético se dissipe [46].

Na Secção C, a tensão é regulada para 9 V, sendo um valor intermédio nos intervalos aconselhados para a alimentação do sensor de caudal[1] e do Arduino [3], a partir do pino de alimentação externa "Vin".

Na Secção D, a tensão é novamente regulada para 5 V. Este valor de tensão é utilizado na alimentação do sensor de CO₂ e do dispositivo MAX232 presente na Secção E. Nesta secção encontra-se o circuito que permite a comunicação entre o Arduino e o sensor de CO₂. O dispositivo MAX232 é essencial, pois converte os valores de tensão TTL (0 a 5V) gerados pela comunicação USART/Rs232 do Arduino em níveis de tensão RS232 (-5 a 5 V), permitindo assim a comunicação entre ambos os dispositivos.

O circuito foi criado previamente numa *Protoboard*, conforme ilustrado na Figura 3.13 durante a fase de conceção. No entanto, de modo a tornar a solução permanente, este foi transcrito para uma *ProtoShield*. Trata-se de uma placa de prototipagem que permite criar, de um modo rápido e simples, novos módulos de expansão customizados para o Arduino. Na Figura 3.14, encontra-se o módulo criado com o circuito anteriormente descrito. Optou-se por acoplar aos reguladores de tensão um dissipador de calor, de modo a possibilitar uma melhor libertação do mesmo durante o seu funcionamento.

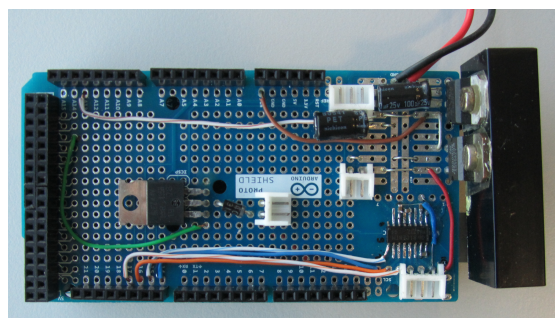


Figura 3.14: *Protoshield* desenvolvido

3.2 Desenvolvimento de *Software*

Nesta secção apresenta-se a metodologia de programação associada ao software do protótipo de recolha de ar exalado. Após a inicialização do Arduino no ciclo *Setup()* (Figura 3.15) o programa entra no ciclo contínuo infinito *Loop()* onde se encontra estruturado em vários menus. A estrutura de menus é composta por 3 níveis diferentes, sendo que o código foi desenvolvido de modo a permitir ao operador navegar livremente entre estes de acordo com as dependências apresentadas na Figura 3.16.

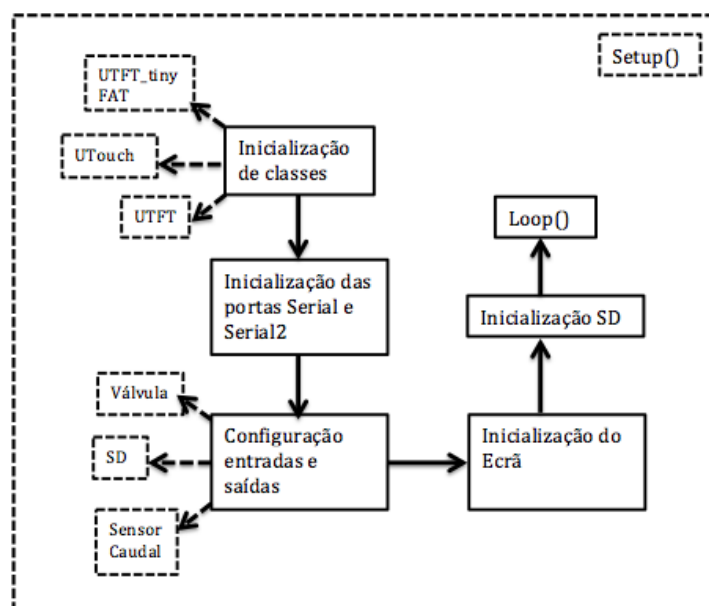


Figura 3.15: Inicialização do Arduino

3.2.1 Procedimento para utilização do *software* pelo operador

Do ponto de vista operacional, sugere-se na Figura 3.17 uma sequência de procedimento para a realização das tarefas.

O operador, estando na presença do menu principal, deve aceder em primeira instância aos menus "*Initialization*" e "*Pacient Data*" preenchendo nestes as configurações de

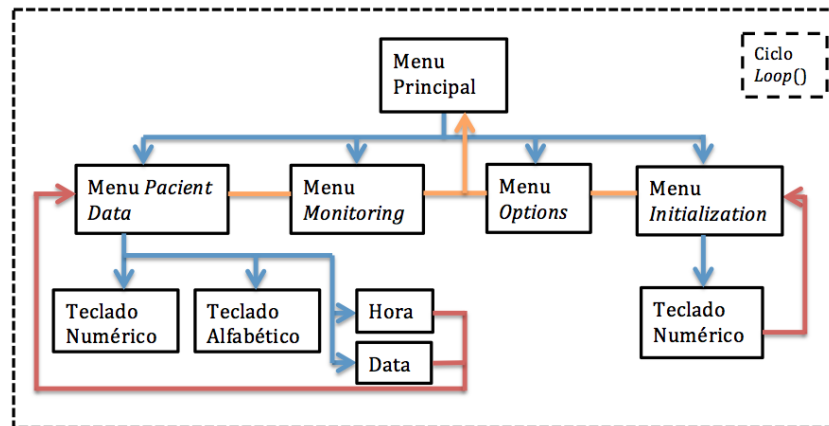


Figura 3.16: Organização da estrutura de menus do programa

compensação do sensor, os limites de comutação da válvula distribuidora e várias informações relativas à sessão como, por exemplo, os dados do paciente. Após a conclusão destes procedimentos, o operador poderá aceder ao menu "*Monitoring*", onde realizará todas as ações de monitorização e recolha de dados e amostras de ar da sessão. Por último, caso o operador pretenda tratar os dados posteriormente, utilizando o menu "*Options*" poderá exportá-los para um computador. No Anexo IV encontra-se o manual de utilização elaborado para o utilizador do protótipo.

3.2.2 Menu principal

O ambiente gráfico do menu principal (Figura 3.18) adota uma ideologia inspirada nos sistemas operativos da maioria dos dispositivos móveis atuais. Este é constituído por um *template* base, que é comum em toda a interface gráfica, e por 4 ícones que representam os vários menus que o utilizador pode aceder. Em termos de gestão de recursos para o carregamento do ambiente gráfico foi necessário realizar algumas opções devido aos recursos limitados do Arduino.

Como primeira opção, optou-se por colocar os ícones no cartão SD. No entanto, devido às limitações de velocidade anteriormente referidas na secção 3.1.5, o carregamento dos ícones não era instantâneo, criando um efeito de arrastamento cada vez que o menu inicializava. Por este motivo, optou-se por alojar as imagens diretamente na memória Flash. Dado que os ícones são ficheiros pequenos, a alocação destes na memória flash proporciona um carregamento do menu muito mais rápido.

Relativamente ao texto do menu este também se encontra alojado na memória Flash. Como durante a execução do programa o texto associado ao ambiente gráfico se mantém inalterado, a sua alocação na memória SRAM seria um desperdício de recursos. Na Figura 3.19 encontram-se as etapas realizadas para a construção do ambiente gráfico, sendo que o procedimento é semelhante para os restantes menus da interface.

3.2.3 Menus de inserção de dados

A interface gráfica é constituída por dois menus "*Patient Data*" (Figura 3.20a) e "*Initialization*" (Figura 3.20b) onde o operador insere uma variedade considerável de dados.

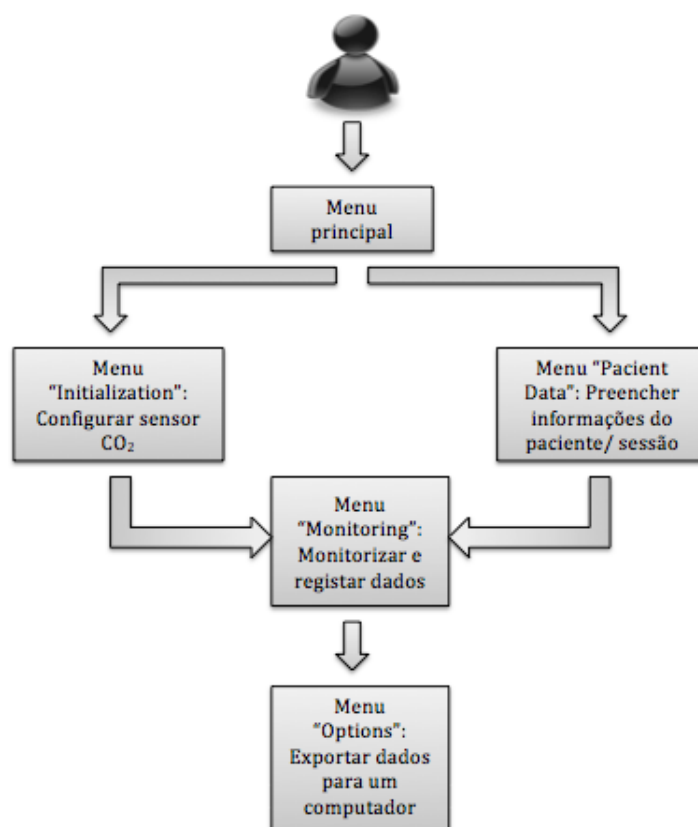


Figura 3.17: Sequência de interação entre o operador e a interface gráfica

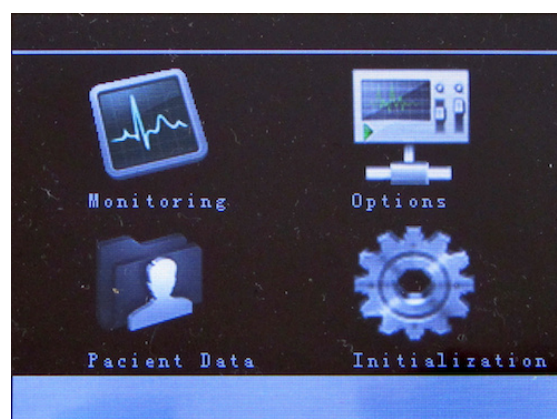


Figura 3.18: Menu principal da interface gráfica

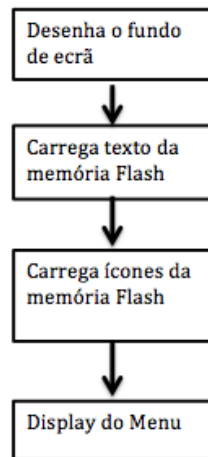


Figura 3.19: Procedimento para obtenção do ambiente gráfico no menu principal

Para o preenchimento de um determinado parâmetro o utilizador deverá seleccioná-lo no display. O Arduino identifica o parâmetro pretendido e apresenta ao utilizador um menu com teclado alfabético (Figura 3.20c) ou numérico (Figura 3.20d). No menu "*Pacient Data*", se o utilizador seleccionar o campo "*Date*" ou "*Time*" aparecerão ainda dois menus respetivos para o seu preenchimento (Figura 3.20e e 3.20f).

Nos menus de inserção de dados o procedimento para a obtenção do ambiente gráfico é semelhante ao referido para o menu principal. No entanto, dado que os menus com o teclado numérico e alfabético utilizam duas imagens de grande dimensão para definir os teclados, apenas foi possível a sua utilização armazenando-as no cartão SD (Figura 3.21a). A cada teclado encontra-se associada uma função especificamente criada, que efetua todas as ações de escrita e gestão de ficheiros.

Dado que, em alguns campos a preencher, as quantidades de texto podem ser significativas, a utilização e manipulação de *strings* tornou-se inviável, esgotando rapidamente os recursos de memória SRAM do controlador e, conseqüentemente, levando à interrupção do funcionamento do programa. Mais uma vez, recorreu-se à utilização do cartão SD (Figura 3.21b). Ambas as funções do teclado numérico e alfabético executam ações de escrita e leitura diretamente no cartão de memória. Isto é, quando o operador seleciona o campo a preencher, a função associada ao teclado invocado cria um ficheiro de texto no cartão para o respetivo parâmetro, onde guarda todo o texto inserido. A manipulação do ficheiro (Figura 3.22) após a sua criação depende das ações efetuadas pelo operador:

- Se o operador pretender adicionar texto a um parâmetro previamente preenchido, o Arduino abre o ficheiro, efetua a leitura e amostragem do texto existente e, em modo de escrita, adicionará o novo texto no final do ficheiro existente.
- Se o operador modificar o texto previamente inserido, eliminando alguns caracteres, o Arduino elimina o ficheiro antigo e cria um novo com as modificações efetuadas.

3.2.4 Menu *Monitoring*

O menu *Monitoring* (Figura 3.23), como já referido, permite ao operador monitorizar e recolher as amostras de ar. No instante em que o operador entra no menu, o Arduino

Name:		
Age:	Weight:	Genre:
Date:	Time:	Location:
Patologie:		
Medication:		
Health Status:		

(a) Menu "Pacient Data"

Gas Compensations		
O2:		
Select the Balance Gas:		
N2O	He	Room Air
Barometric: Pressure	Anesthetic: Agents	
Define Valve Parameters		
CO2 Limit:	Air Flow Limit:	

(b) Menu "Initialization"

Name

Write The Pacient Name

(c) Teclado alfabético

Weight

Pacient Weight In Kg

(d) Teclado numérico

Time: 00:00:00

Set the time

(e) Menu para inserção de hora

Date: 01/11/2013

Set the date

(f) Menu para inserção de hora

Figura 3.20: Menus para inserção de diversos dados

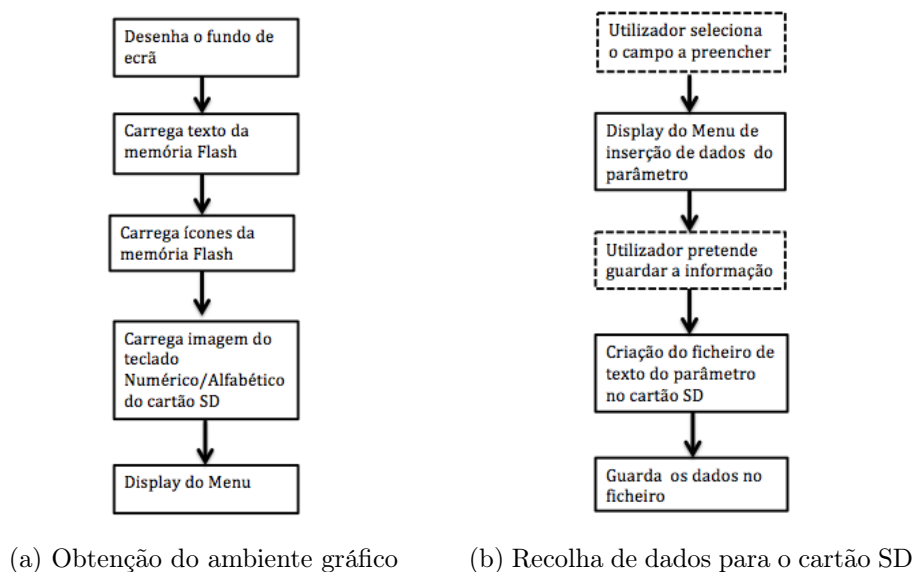


Figura 3.21: Procedimentos realizados pelo Arduino nos menus de inserção de dados

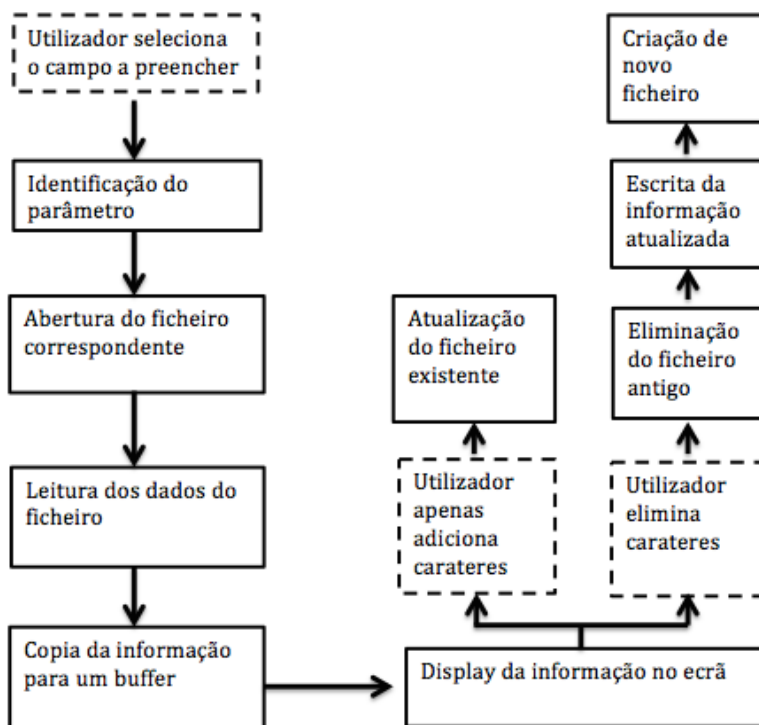


Figura 3.22: Manipulação dos ficheiros no cartão SD

inicia, de forma ininterrupta, a monitorização de CO₂ e do caudal de ar, apresentando os valores em formato numérico e gráfico nos locais respetivos. O processo de aquisição dos valores encontra-se associado a um ciclo executado pelo Arduino, onde realiza as seguintes etapas (Figura 3.24a):

- Inicialização do modo de envio contínuo de dados do sensor de CO₂ enviando os comandos C9h e 80h (Secção 3.1.3);
- Os pacotes de dados enviados pelo sensor são armazenados num buffer;
- Ciclo de leitura do *buffer*, selecionando apenas as mensagens que estejam completas;
- Extração dos bytes CO2WB1 e CO2WB2 das mensagens;
- Cálculo do teor de CO₂ (Equação 3.5);
- Aquisição de valor de tensão do sensor de caudal;
- Cálculo do valor de caudal (Equação 3.1);
- *Display* dos valores no ambiente gráfico ;

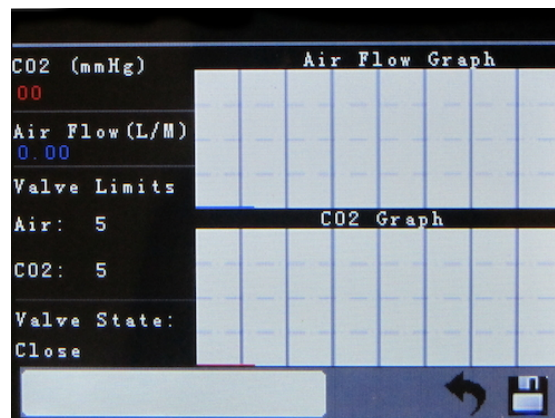


Figura 3.23: Menu *Monitoring* da interface gráfica

Durante este ciclo não são guardados valores nem é efetuada qualquer recolha. Para que tal aconteça, o operador deve ativar o modo de guardar dados e recolher amostras, utilizando o ícone da disquete presente no canto inferior direito do ecrã, ativando um novo conjunto de ações realizadas pelo Arduino (Figura 3.24b). Uma mensagem aparece na caixa de texto indicando ao operador que o modo está ativo.

A partir desse momento, o Arduino inicia a recolha de dados e amostras de ar. No entanto, nem todos os dados monitorizados são recolhidos, sendo recolhidos apenas os de interesse para o operador, isto é, os valores de caudal e CO₂ acima dos limites previamente definidos no menu "*Initialization*". Esta medida evita a recolha de dados sem qualquer interesse futuro. De modo a que o utilizador tenha sempre presentes os limites que estão a afetar a comutação da válvula, optou-se por colocar uma indicação dos mesmos no canto esquerdo do ecrã ("*Valve Limits*").

Apesar de se efetuar uma recolha seletiva de dados, a taxa de recolha para uma exalação é bastante elevada, traduzindo-se num número significativo de dados. Sendo os parâmetros desejados a pressão parcial de CO_2 , os valores de caudal e a base de tempo associada, o número de dados a armazenar por exalação triplica, sendo necessário tomar algumas precauções e definir uma lógica de programação que permita armazenar as quantidades de dados pretendidas e, ao mesmo tempo, vá ao encontro das limitações do Arduino. Optou-se por criar três *buffers* temporários, cada um dedicado a um parâmetro pretendido. Durante o período de cada exalação, o sistema armazena nos *buffers* os valores obtidos em tempo real. No final de cada exalação, o programa efetua uma ligeira pausa para efetuar a transferência destes valores para um ficheiro no cartão SD com a designação "LOG.csv". Se o ficheiro não existir este é automaticamente criado, e os valores escritos em coluna por ordem cronológica. Dado que podem ser necessárias várias exalações para encher um saco com ar exalado, os dados relativos às mesmas são adicionados após o último valor da exalação anterior.

No entanto, pretendia-se que os capnogramas relativos a cada sessão, quando exportados e visualizados no computador, seguissem uma linha de tempo contínua, de forma a aparecerem sequencialmente num único gráfico. Para tal procedeu-se à atualização do *offset*, fazendo com que o primeiro valor temporal de cada exalação, excluindo a primeira, seja atualizado a partir do último valor da exalação anterior.

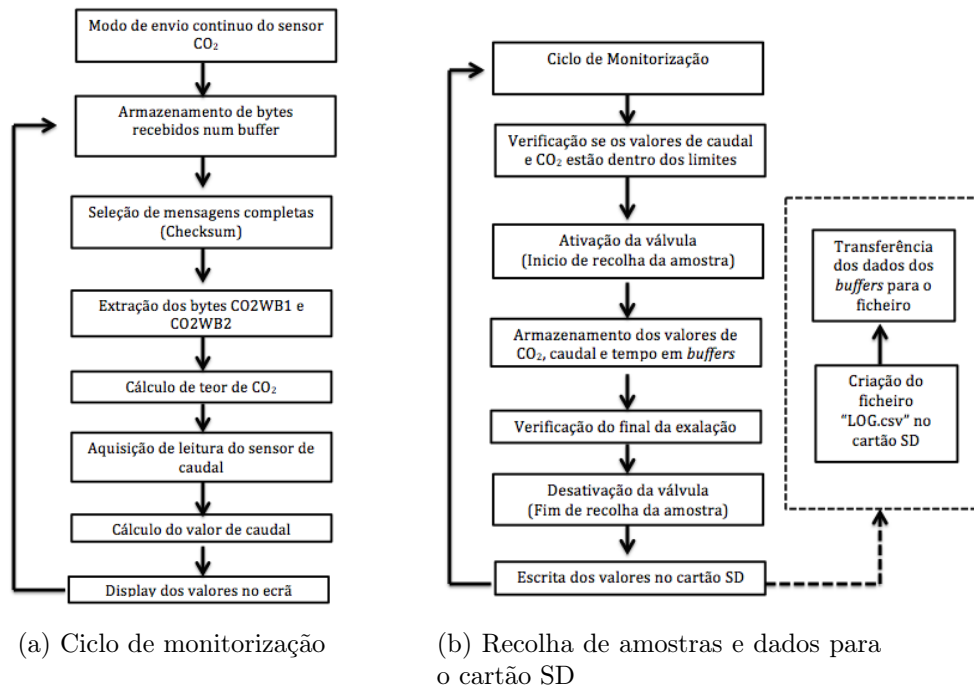


Figura 3.24: Procedimentos realizados pelo Arduino no menu *Monitoring*

3.2.5 Menu *Options*

O menu "*Options*" (Figura 3.25) permite ao operador realizar duas tarefas: exportar todos os dados registados na sessão, designadamente os dados da monitorização, as informações do paciente e as configurações do sistema, e eliminar todos os registos do

cartão de memória, caso estes já não sejam necessários.

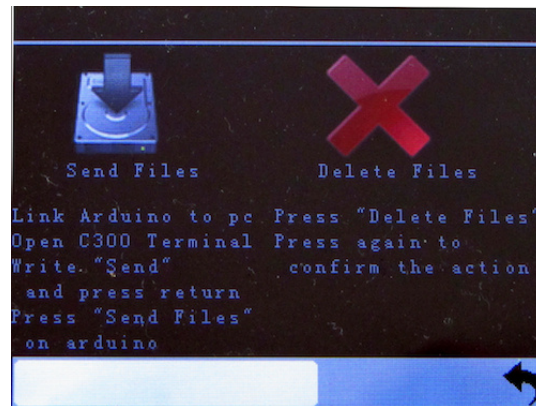


Figura 3.25: Menu *Options* da interface gráfica

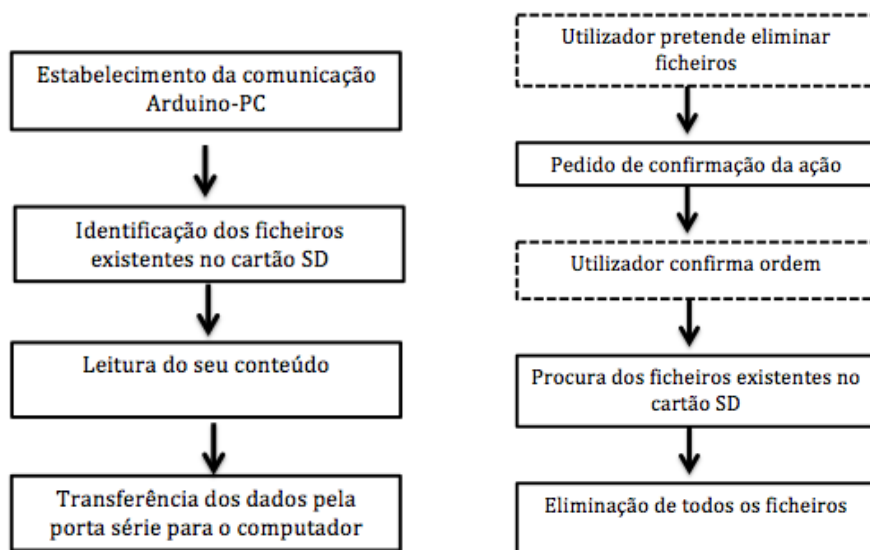
Na Figura 3.26a encontram-se as várias etapas realizadas pelo Arduino para o envio de dados para o computador. A transferência ocorre utilizando a porta "*Serial*" da unidade de controlo. Esta porta encontra-se conectada simultaneamente aos pinos 0 (RX) e 1 (TX) e à porta USB do Arduino, permitindo estabelecer ligação e comunicação com o computador por cabo USB. Após a comunicação ser estabelecida, o Arduino aguarda que o utilizador envie uma ordem "*Send*" através do software C300 Terminal (Secção 3.2.6). De seguida, a unidade de controlo verifica quais os ficheiros de dados existentes no cartão SD, abre-os e procede ao envio do seu conteúdo pela porta série.

Quando o operador pretende eliminar todos os ficheiros onde a informação da sessão foi armazenada, o Arduino verifica a sua existência e procede à eliminação. Como medida de segurança, dado que o processo de eliminação é irreversível, optou-se por pedir uma reconfirmação ao operador da escolha efetuada, obrigando-o a carregar uma segunda vez no ícone para que a execução inicie. O procedimento encontra-se descrito na Figura 3.26b.

3.2.6 Software C300 Terminal

A aplicação "*C300 Terminal*" (Figura 3.27) permite ao operador estabelecer a comunicação com o Arduino, receber toda a informação e guardá-la no disco rígido. Trata-se de uma adaptação da aplicação "*Simple Terminal*" presente na documentação do software Qt [47], cujo o tipo de licença *GNU General Public License* permite a utilização e manipulação do código de forma livre. Dado que a aplicação original não permite guardar os dados recebidos em disco, necessitou-se de acrescentar esta funcionalidade, procedendo novamente, à adaptação de código existente nos exemplos da documentação do software Qt [48]. Os formatos disponibilizados são o ".csv", que permite a importação dos dados diretamente para uma folha Excel, e ".txt" que, sendo dos formatos de texto mais básicos, permite ao utilizador abri-lo na maioria dos dispositivos com uma aplicação nativa do sistema.

A aplicação foi compilada estaticamente [49] para utilização nos sistemas operativos *Windows*.



(a) Transferência de dados entre o Arduino e o computador

(b) Eliminação de todos os dados do cartão SD

Figura 3.26: Procedimentos realizados pelo Arduino no menu *Options*

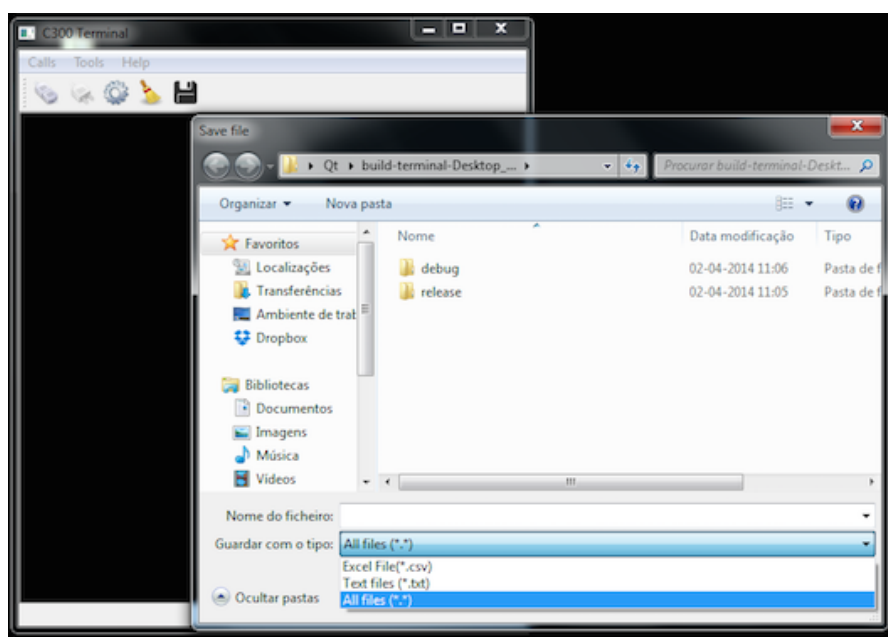


Figura 3.27: Aplicação para receção dos dados exportados

3.3 Estrutura do protótipo

Após se obter um sistema funcional, necessitou-se de o adaptar a uma estrutura que permitisse a interação do ar com todos os dispositivos de análise, sensor de caudal e de

CO₂ e, numa fase final, direcionasse o ar para o recipiente de recolha ou para o exterior, consoante os parâmetros definidos pelo operador.

A estrutura foi desenvolvida utilizando o software de CAD SolidWorks, sendo a montagem dos vários componentes apresentada na Figura 3.28. No Anexos III encontram-se os desenhos de definição de todas as peças. A disposição dos componentes foi pensada de modo a que, para além de se cumprirem os objetivos, o aproveitamento do espaço fosse otimizado, para que a solução final apresentasse dimensões o mais compactas possíveis.

Em termos de materiais utilizaram-se o acrílico e o alumínio, respetivamente para o invólucro exterior e para os suportes de fixação dos diversos dispositivos, sendo o principal objetivo desta escolha, tornar a estrutura o mais leve possível.

A estrutura do protótipo foi inicialmente projetada pelo aluno Ruben Silva no âmbito da sua dissertação. Por motivos alheios esta não foi concluída, sendo que, no entanto, aproveitou-se e adaptou-se algum do trabalho realizado.

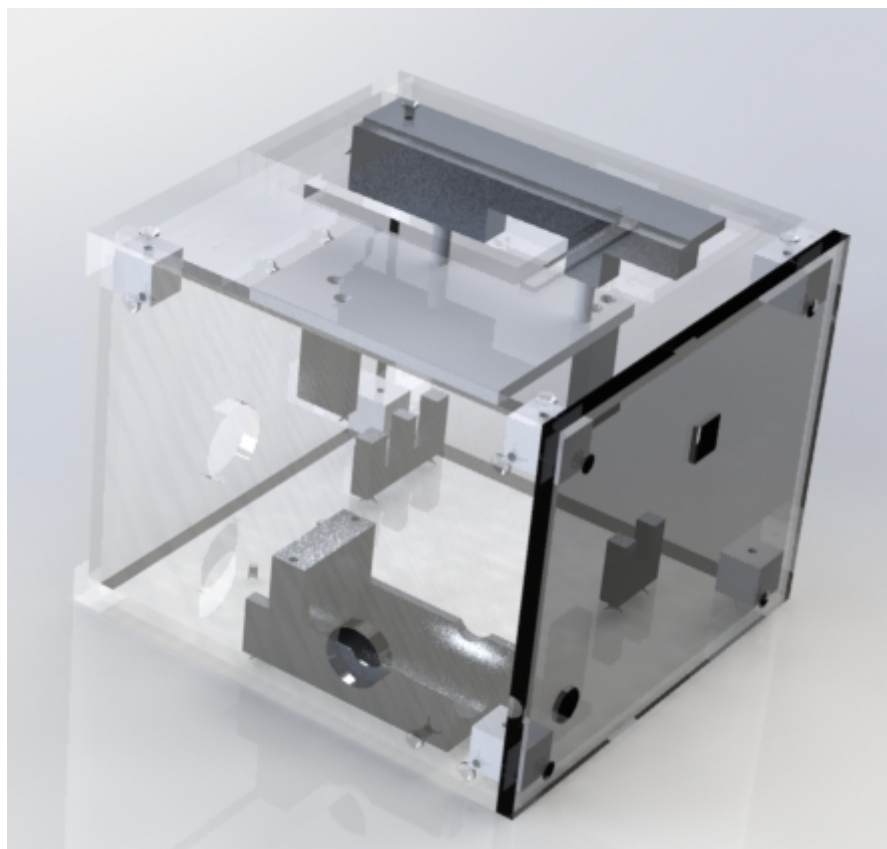


Figura 3.28: Estrutura da solução final

3.4 Protótipo final

Nesta secção apresenta-se uma análise de *performance* do sistema, bem como dos resultados obtidos a partir dos ensaios realizados com a primeira proposta do protótipo final (Figura 3.29). Em termos de desempenho da parte eletrónica e sua interação com os diversos componentes, os resultados obtidos foram satisfatórios pois o sistema funciona

de forma estável, respondendo bem a todas as solicitações. No entanto, verificaram-se

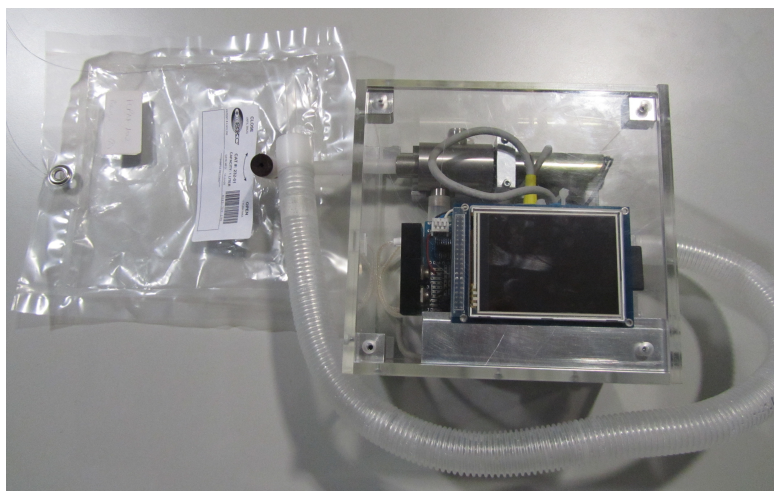
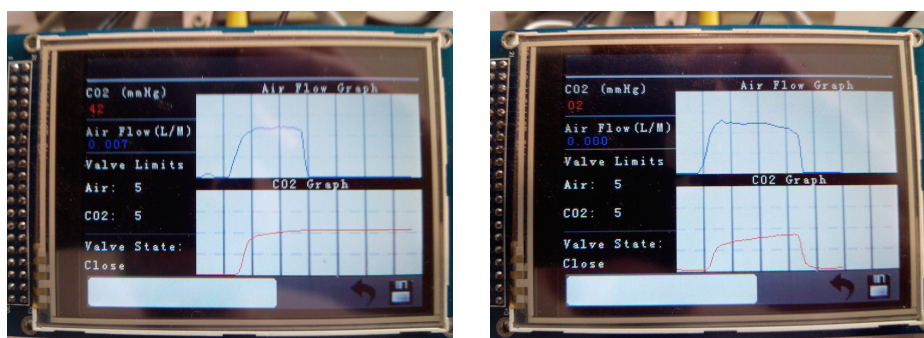


Figura 3.29: Primeira proposta para o modelo do protótipo

alguns problemas estruturais do protótipo que afetavam os resultados e a qualidade das amostras, comprometendo o desempenho global do protótipo.

Um dos problemas verificados foi o deficiente escoamento do ar aspirado pela bomba do sensor de CO_2 , não traduzindo o início da inspiração no final de cada exalação (Figura 3.30a). Este problema comprometia diretamente o sistema no processo de análise e recolha. Quando o paciente finalizava a exalação, o sensor continuava a detetar uma quantidade substancial de CO_2 , o que, em termos de monitorização, não transcrevia de um modo fidedigno o final de cada exalação. Por outro lado, os valores recolhidos nas exalações seguintes estavam comprometidos, pois eram diretamente afetados pela acumulação de CO_2 na via que direciona o ar para o sensor. Dado que os dados transmitidos pelo sensor eram irrealistas, o sistema de recolha das amostras era igualmente afetado pois os limites definidos para abertura e fecho da válvula dependem diretamente da concentração de CO_2 . A solução encontrada passou por acoplar um troço de tubo de silicone com um pequeno orifício no cotovelo que direciona o ar para o sensor, sendo os resultados obtidos substancialmente melhores (Figura 3.30b).

Outro problema verificado foi a possível contaminação das amostras devido a uma quantidade considerável de condensado que se acumulava nas paredes das vias de circulação do ar no sistema, ao fim de algumas utilizações do dispositivo. Sendo que, num dos cenários mais prováveis, o protótipo realizará, no mesmo dia, várias recolhas em diferentes indivíduos, a probabilidade da integridade das amostras estar comprometida é elevada, pois a concentração dos compostos no ar recolhido de um paciente poderá ser diretamente afetada pelo condensado, que pode ter traços do ar exalado dos pacientes anteriores. A solução encontrada, para minimizar o problema, foi a redução do comprimento do tubo associado ao bocal de entrada e a utilização de um soprador de ar quente limitado a uma temperatura máxima de sensivelmente $60\text{ }^{\circ}\text{C}$, para não comprometer a integridade e bom funcionamento dos componentes do sistema, permitindo ao operador eliminar de um modo mais prático e rápido o condensado acumulado. A limitação de temperatura é efetuada através de uma peça metálica acoplada ao soprador (Figura 3.31c), que trava o regulador de temperatura na temperatura referida. Optou-se ainda por adicionar uma



(a) Problema verificado devido à ineficiência do escoamento do ar aspirado pelo sensor de CO_2

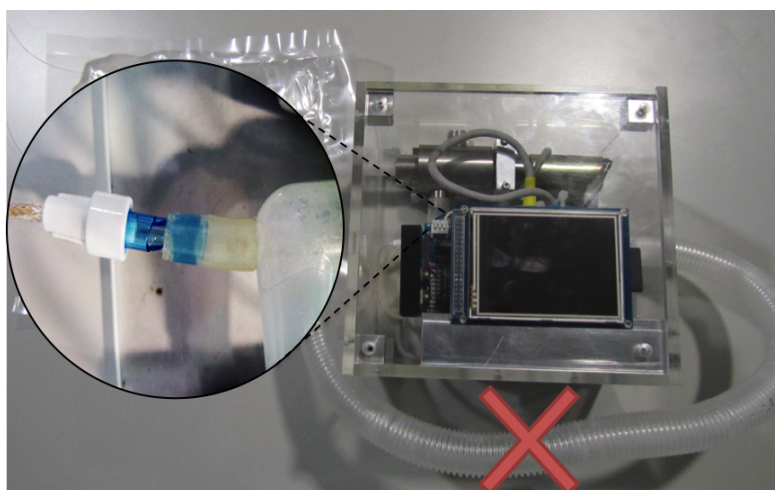
(b) Resultados obtidos após o melhoramento do escoamento

Figura 3.30: Resolução do ineficiente escoamento de CO_2

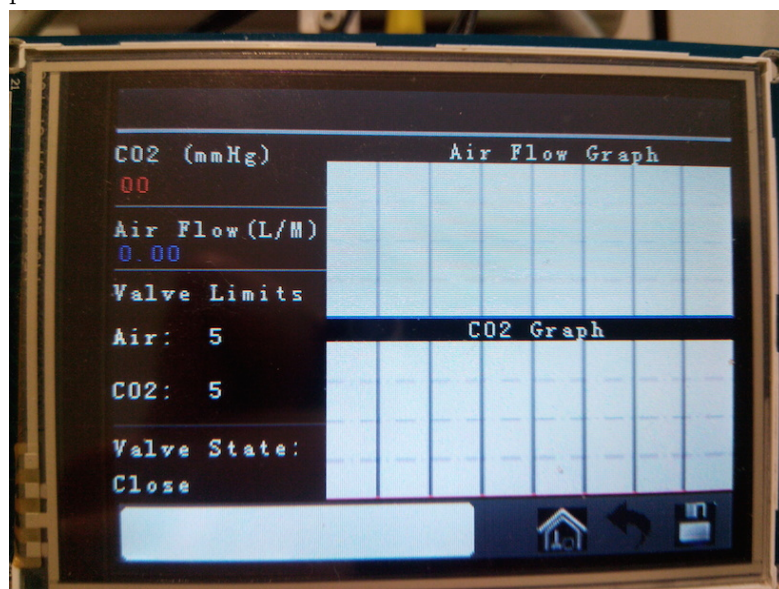
nova funcionalidade no menu "*Monitoring*", que permite ao operador, quando desejar efetuar a limpeza da via por onde o ar armazenado circula, por insuflação do ar quente do soprador, comutar manualmente a válvula distribuidora.

Verificou-se ainda que, nas exalações onde as amostras são recolhidas, a comutação da válvula distribuidora provoca um choque de pressão suficiente para efetuar uma queda significativa nos valores de caudal naquele instante. Tentou-se minimizar este problema restringindo a saída do ar da válvula distribuidora para o exterior. Com esta solução conseguiu-se minimizar o problema. Trata-se de um problema de pouca relevância, pois o caudal é apenas essencial para a comutação da válvula distribuidora, sendo os valores intermédios poucos relevantes. Na Figura 3.31 apresentam-se todas as modificações anteriormente mencionadas.

Após se efetuar as alterações anteriormente referidas, realizaram-se algumas sessões de teste e respetiva exportação dos resultados para o computador. Na Figura 3.32 apresentam-se os gráficos de CO_2 e caudal de ar relativos a uma das sessões realizadas.



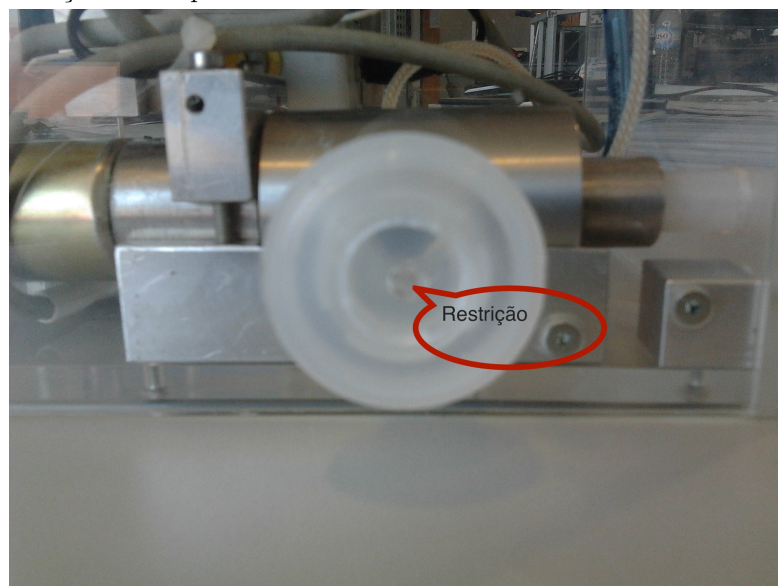
(a) Alterações efetuadas no protótipo para resolução dos problemas verificados



(b) Nova opção na interface gráfica

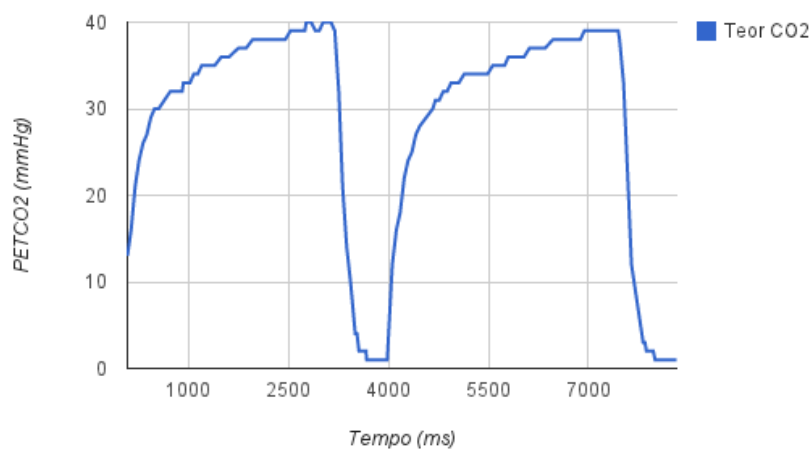
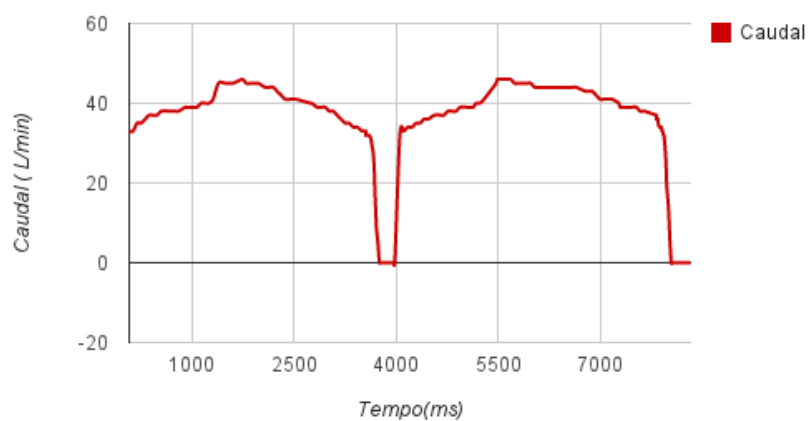


(c) Soprador de ar quente e respetiva adaptação para limitação da temperatura



(d) Restrição à saída da válvula distribuidora

Figura 3.31: Modificações realizadas para a obtenção da versão final do protótipo

(a) Gráfico da pressão parcial de CO_2 

(b) Gráfico do caudal

Figura 3.32: Representação gráfica dos valores obtidos relativos a uma sessão de recolha realizada

Capítulo 4

Sistema de termostatização e agitação de amostras de ar alveolar

4.1 Sistema de termostatização

O armazenamento das amostras em ambiente termostaticado é garantido por uma câmara termostática da marca Mercatus (Figura 4.1a) com controlador de temperatura integrado. As soluções comercializadas pela marca apenas integram sistemas de refrigeração. No entanto, dado que a otimização do processo de extração dos compostos do ar pode requerer temperaturas mais elevadas que a temperatura ambiente, a câmara integra também um sistema de geração de calor por meio de uma resistência elétrica de aquecimento. Trata-se de uma solução singular desenvolvida pela própria marca para satisfazer os requisitos do projeto.

O *Setpoint* de temperatura é definido pelo utilizador através da utilização da unidade de controlo da câmara (Figura 4.1b). O controlador permite ao operador definir temperaturas da câmara num intervalo compreendido entre $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $45\text{ }^{\circ}\text{C}$.



(a) Câmara termostática, marca Mercatus



(b) Controlador de temperatura

Figura 4.1: Solução para o armazenamento e termostatização das amostras

4.2 Sistema de agitação

A agitação das amostras de ar é garantida através de um sistema desenvolvido e adaptado à câmara de termostatização. O sistema baseia-se em dois ventiladores que são, consoante a escolha do operador, acionados desfasadamente, promovendo assim a agitação dos sacos de ar exalado alveolar, e promovendo também a homogeneização das amostras de ar exalado.

O controlo do sistema é composto por um ecrã táctil, onde é apresentada ao operador a interface gráfica de controlo. O ecrã táctil encontra-se conectado a uma placa de expansão *Protoshield* especificamente desenvolvida, que integra o circuito de alimentação e controlo dos ventiladores. Por sua vez, a *Protoshield* encontra-se conectada a uma unidade de controlo Arduino Uno. De seguida apresentam-se os diversos componentes do sistema.

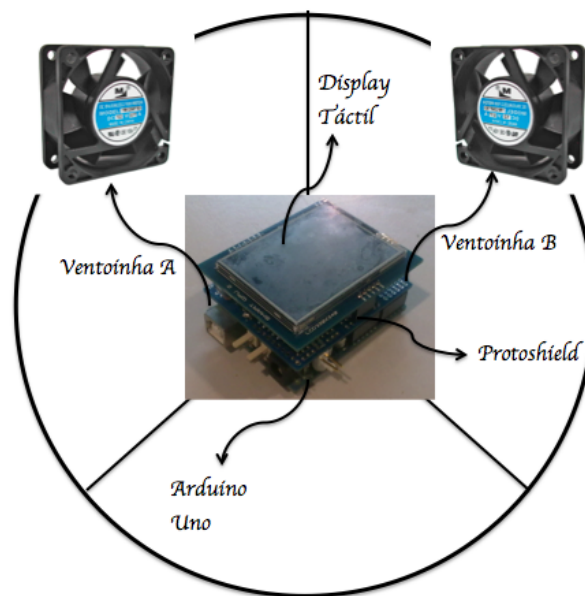


Figura 4.2: Componentes do sistema

4.2.1 Ecrã tátil

Por forma a tornar possível a interação entre o utilizador e a unidade de controlo integrou-se no sistema um ecrã tátil Vizic Technologies® SmartGpu 2 (Figura 4.3a). Trata-se de um ecrã LCD de 2.4" com 320x240 de resolução e processador gráfico e audio integrado. Possui ainda um adaptador de micro SD, com sistema FAT até 32 GB, permitindo assim armazenar uma grande quantidade de informação, bem como fazer uma boa gestão de pastas e ficheiros, caso necessário. O micro-controlador integrado apresenta ainda uma memória interna EEPROM de 16 kB.

O ecrã é alimentado a 3.3 V, sendo as suas entradas e saídas compatíveis com 3.3 V e 5 V, podendo assim ser conectado diretamente ao Arduino Uno (Figura 4.3) [50].

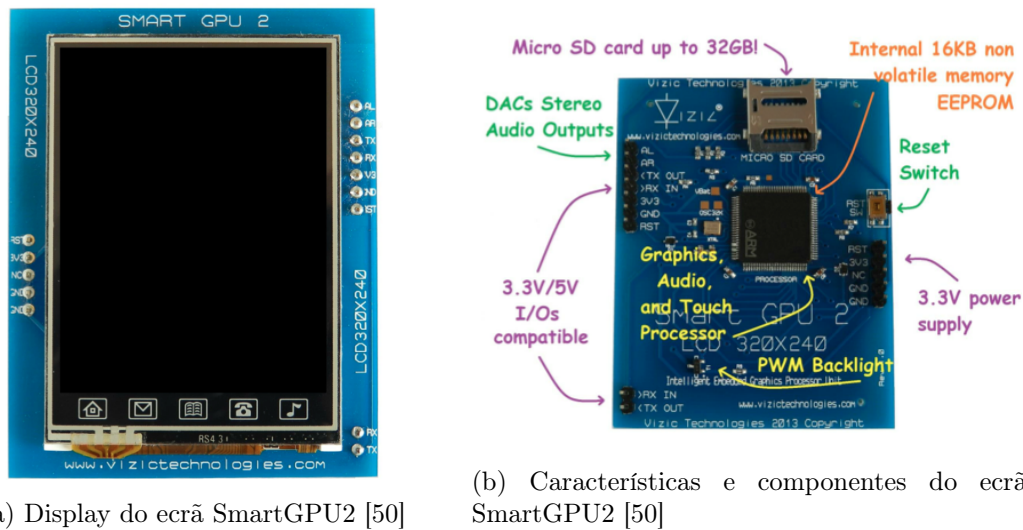


Figura 4.3: Ecrã táctil SmartGPU2

4.2.2 Arduino Uno

A unidade de controlo utilizada para o sistema de agitação de amostras de ar é uma versão mais compacta relativamente à usada no protótipo desenvolvido para a recolha e análise de amostras de ar exalado. No entanto, o Arduino Uno (Figura 4.4) apresenta as características necessárias para desempenhar as funções requisitadas pelo sistema (Tabela 4.1). O microcontrolador é baseado no modelo ATmega328 [51], possui 14 entradas e saídas digitais, das quais, 6 poderão atuar como saídas PWM. A frequência de *clock* do processador é de 16 MHz.

Características:	
Voltagem de funcionamento	5 V
Voltagem a fornecer (recomendada)	7-12 V
Voltagem suportada	6-20 V
Pinos Ddgitais (entradas e saídas)	14 (das quais 6 funcionam como saídas PWM)
Entradas analógicas	6
Memória Flash	32 kB (dos quais 0.5 kB são reservados para o bootloader)
Memória SRAM	2 kB
Memória EEPROM	1 kB
Velocidade de <i>clock</i>	16 MHZ

Tabela 4.1: Resumo das características do Arduino Uno [5]

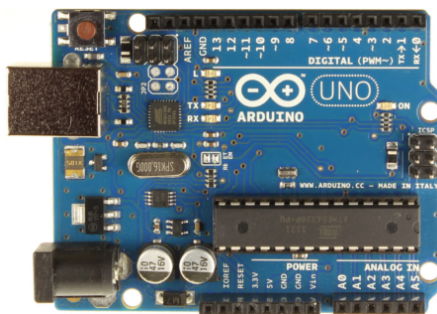


Figura 4.4: Unidade de controlo Arduino Uno

4.2.3 Circuito eletrónico para controlo do sistema de agitação

O sistema de agitação é composto por dois ventiladores de 12 V controlados pelo Arduino Uno. Tal como no solenóide de atuação da válvula distribuidora, os ventiladores são componentes eletrónicos indutivos que necessitam de alimentados por uma fonte externa. O circuito eletrónico de cada ventilador é assim semelhante ao anteriormente apresentado para o controlo do solenóide da válvula distribuidora, sendo constituído, para cada ventilador, por um díodo de proteção e um MOSFET que completa a ligação da linha terra consoante o impulso enviado pelo Arduino (Figura 4.5).

A principal diferença está no tipo de impulso enviado. Neste caso, de modo a ser possível o controlo da velocidade dos ventiladores, o sinal enviado é modelado utilizando uma saída PWM.

O Arduino é capaz de gerar um sinal PWM que varia entre 0 V (*Off*) e 5 V (*On*), cuja duração do pulso é definida num intervalo entre 0 e 255. Este sinal, gerado independentemente por duas saídas do Arduino, ativará e desativará o MOSFET de cada ventilador pelo período de tempo definido pela duração do pulso gerado. Consequentemente, uma tensão média será aplicada aos motores DC dos ventiladores (Figura 4.6). No Anexo II encontra-se o esquema elétrico do circuito projetado utilizando o software *EAGLE PCB*.

O circuito foi criado previamente numa *Protoboard*, conforme ilustrado na Figura 3.13 durante a fase de conceção. No entanto, de modo a tornar a solução permanente, este foi transcrito para uma *ProtoShield*. Na Figura 4.7, encontra-se o módulo criado com o circuito anteriormente descrito.

4.2.4 Interface gráfica

A interface gráfica da unidade de controlo permite ao utilizador interagir diretamente com o sistema. Trata-se de uma interface gráfica bastante simples, constituída apenas por dois menus: o menu principal (Figura 4.8a) e o menu de configuração (Figura 4.8b). O modo de operação da interface encontra-se descrito no Anexo V.

Toda a interface é concebida utilizando funções presentes na biblioteca fornecida com o ecrã. A biblioteca possui funções que permitem desenhar no ecrã formas geométricas básicas, escrever texto ou definir cores.

O sistema de agitação utiliza dois ventiladores opostos ligando e desligando alternadamente. No menu de configuração o utilizador pode definir os parâmetros de velocidade e tempo de ciclo de cada um. Na prática, quando o utilizador define um valor percentual de velocidade, este define a duração do pulso PWM. Dado que a relação entre a tensão e

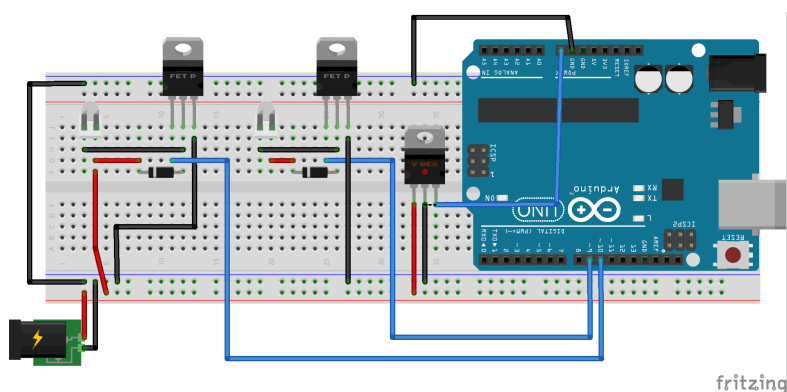


Figura 4.5: Esquema de ligações, em placa branca, do circuito desenvolvido para o sistema de agitação

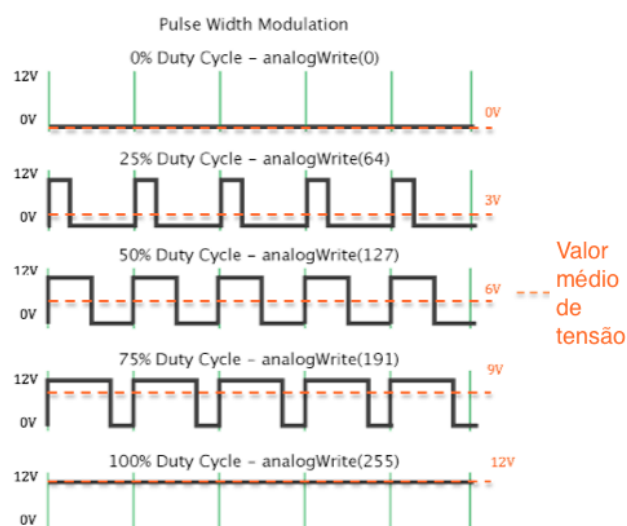


Figura 4.6: Valor médio de tensão aplicada nos ventiladores devido ao sinal PWM

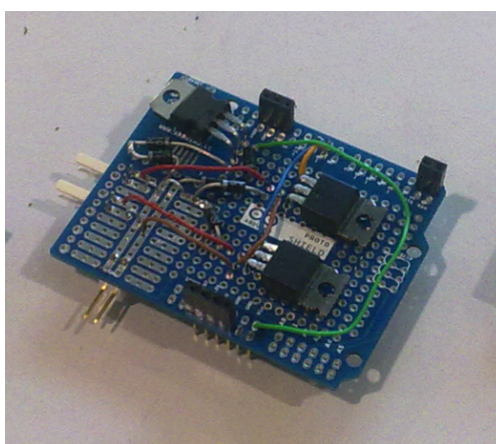


Figura 4.7: *Protoshield* desenvolvido

a velocidade é aproximadamente linear para motores DC [52], a velocidade dos ventiladores pode considerar-se, muito aproximadamente, proporcional ao valor médio de tensão aplicada.

A definição do período de tempo que cada ventilador está ligado é efetuada por *software* recorrendo à utilização de um temporizador. O temporizador ativa, alternadamente, uma das saídas PWM com os valores de velocidade definidos pelo utilizador.

De modo a facilitar, e até eliminar, a necessidade de configuração de cada vez que o sistema inicia, optou-se por guardar os valores definidos na memória EEPROM do Arduino. Como a memória EEPROM é não volátil, a informação fica guardada mesmo que o dispositivo seja desligado, mantendo assim as configurações definidas em futuras reinicializações.

O Sistema de agitação pode ser ativado ou desativado utilizando os botões "Run" e "Stop", respetivamente, presentes no menu principal (Figura 4.8a). Uma condição verifica constantemente a última ordem dada pelo utilizador e executa as ações relativas a cada estado de forma ininterrupta, até que haja alguma alteração.



(a) Menu Principal



(b) Menu de Configuração

Figura 4.8: Interface gráfica do sistema de agitação das amostras de ar exalado

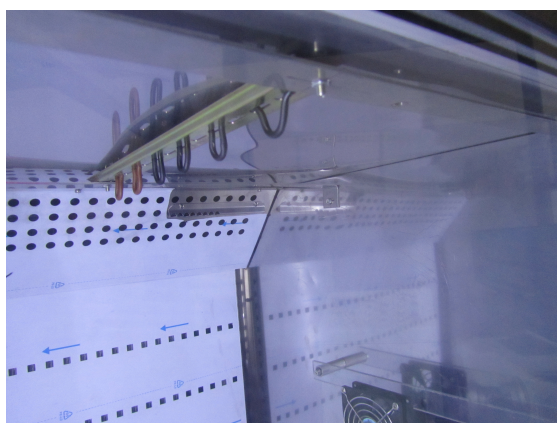
4.2.5 Alterações estruturais na câmara para integração do sistema

Como já referido, o sistema de agitação das amostras integra uma câmara de armazenamento com controlo de temperatura. De modo a instalar o sistema, foram necessárias algumas modificações estruturais na câmara de termostatização:

- Acoplamento lateral de um suporte para cada ventilador (Figura 4.9a);
- Acoplamento superior de uma barra com perfis de fixação para vários sacos com amostras de ar (Figura 4.9b);
- Acoplamento frontal da unidade de controlo do sistema de agitação à câmara de termostatização (Figura 4.9c);



(a) Suporte lateral para o ventilador



(b) Suporte superior para as amostras de ar exalado



(c) Adaptação da unidade de controlo do sistema de agitação à câmara de termostatização

Figura 4.9: Sistema de termostatização e agitação das amostras de ar exalado

Capítulo 5

Conclusões finais e propostas de trabalho futuro

5.1 Conclusões finais

A realização deste trabalho permitiu o desenvolvimento de um protótipo de análise e recolha de ar exalado e um sistema de termostatização e agitação das amostras de ar exalado alveolar recolhidas.

O protótipo de análise e recolha de ar exalado é uma solução funcional e compacta desenvolvida para a recolha de amostras de ar em seres humanos para fins médicos. Em termos de características inovadoras refira-se o seu ambiente gráfico, que permite ao operador ter um controlo elevado, simples e intuitivo sobre o protótipo, nomeadamente: configurar os parâmetros de recolha do ar, registar informações do paciente e visualizar em tempo real os valores adquiridos pelos sensores do protótipo. A integração da válvula distribuidora e sua interação com a unidade de controlo permite, baseado nos valores de pressão parcial de CO₂ e caudal do ar exalado, que o sistema de recolha seja seletivo, armazenando apenas ar exalado alveolar para o recipiente, permitindo mesmo, a recolha de várias amostras de ar de um indivíduo durante a mesma sessão. Esta característica permite que os volumes armazenados sejam elevados, o que poderá melhorar os resultados obtidos na análise química posterior, pois a quantidade e diversidade dos compostos presentes nas amostras é maior. A capacidade de ajustamento dos parâmetros de recolha torna possível a recolha de amostras com características diferentes.

O Sistema de termostatização e agitação resulta da integração de um sistema composto por dois ventiladores e uma unidade de controlo Arduino numa câmara de armazenamento com controlo de temperatura. A solução obtida permite não só armazenar as amostras de ar mas também otimizar o processo de extração dos compostos orgânicos voláteis, SPME, realizado diretamente no interior da câmara. O controlo da temperatura, para além de garantir que as condições de extração permanecem constantes, elimina a possibilidade de formação de condensado nas amostras de ar. Por outro lado, o sistema de agitação promove a homogeneidade da amostra no interior do saco de recolha e o contacto entre os compostos e o polímero da fibra, aumentando a diversidade e a quantidade extraída. A implementação de uma interface gráfica com ecrã tátil permite ao operador interagir com o sistema, controlando o seu funcionamento e configurando a atuação dos ventiladores em termos de tempo de ciclo e velocidade.

Em suma, o trabalho realizado representa um contributo importante para a evolução dos estudos científicos relativamente ao ar exalado como meio de diagnóstico, sendo os resultados finais satisfatórios e estando de acordo com os objetivos propostos.

5.2 Propostas de trabalho futuro

O trabalho realizado foi um primeiro passo podendo muito ser feito futuramente para melhorar e otimizar a solução final do protótipo, tendo em vista até a realização de um produto apto a ser comercializado.

Como já referido anteriormente, o Arduino revelou-se uma solução limitativa na fase de conceção. Trata-se, sem dúvida, de uma boa plataforma de prototipagem, de grande adaptabilidade e facilidade de aplicação a diversos fins. Estas características são bastante vantajosas nesta fase inicial de criação de um conceito/protótipo. Futuramente, caso se opte pela otimização do protótipo, seria interessante aumentar os recursos de memória e processamento. Uma possibilidade seria a utilização de um SBC (*Single Board Computer*). Estes dispositivos são computadores completos implementados numa única *board*. A implementação de uma solução deste tipo não só expandiria os recursos de memória e de processamento, como traria novas possibilidades em termos de implementação de *software*.

Uma outra possibilidade de otimização seria ao nível do código de programação. O facto de o Arduino possuir um conjunto de funções nativas cuja aplicação é quase intuitiva, revela-se, mais uma vez, ineficaz em termos de *performance*. Futuramente, com o objetivo de tornar a execução do programa do protótipo mais rápida, reduzindo também o espaço requerido para sua execução, seria interessante reescrever o código numa linguagem de programação de mais baixo nível que comunicasse diretamente com os dispositivos utilizados, eliminando a necessidade de utilização das funções pré-concebidas do Arduino.

A nível da construção do protótipo, seria interessante, em associação com a racionalização dos recursos de *hardware* anteriormente referida, minimizar ainda mais a dimensão do protótipo. Um componente cuja otimização futura é de grande relevância é a válvula distribuidora. Para além de apresentar dimensões e peso consideráveis, como já referido, a sua comutação provoca um choque de pressão que influencia os valores de caudal registados. Este problema não é preocupante para o projeto onde o protótipo está aplicado. No entanto, caso se pretenda conceber uma solução com uma aplicabilidade mais geral, porventura, em projetos em que a análise dos valores de caudal assume uma maior relevância, torna-se necessário resolver esta questão. Relativamente ao sensor de CO₂ e de caudal, dever-se-á procurar alternativas de dimensões mais reduzidas. O ideal seria reduzir uma solução futura a uma escala semelhante a de um alcoolómetro, aumentando bastante a sua portabilidade e diminuindo a aversão à sua utilização por parte dos pacientes.

A próxima fase de utilização do protótipo num cenário real por parte do Departamento de Química da Universidade de Aveiro poderá ditar alguns ajustes e melhoramentos futuros, permitindo obter uma apreciação mais realista dos resultados conseguidos com esta solução inicial.

Bibliografia

- [1] Honeywell. Mass Airflow Sensors: AWM720P1 Airflow Datasheet. Url: http://sensing.honeywell.com/index.php/ci_id/50061/1a_id/1/document/1/re_id/0.
- [2] GoldWEI Corporation. Model C300 Etco2 Module : Communication Protocol.
- [3] Arduíno SA. Arduino Mega 2560. Url: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>.
- [4] The Electronic Lives Manufacturing. How to use MMC/SDC. Url: http://elm-chan.org/docs/mmc/mmc_e.html.
- [5] Arduíno SA. Arduino Uno. Url: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>.
- [6] J. Manica. *Anestesiologia: Princípios e técnicas*. Artmed, 1994.
- [7] J.S. Gravenstein, M.B. Jaffe, N. Gravenstein, and D.A. Paulus. *Capnography (Second Edition)*. Cambridge University Press, 2011.
- [8] Markes International. Bio-VOC breath sampler. Url: <http://www.markes.com/Products/Sampling-accessories/Sampling/BIO-VOC-breath-sampler.aspx>.
- [9] Agilent Technologies. GC Systems - 7890A GC. Url: http://www.chem.agilent.com/en-US/products-services/Instruments-Systems/Gas-Chromatography/7890B-GC/PlusImages/7890A_withALS.jpg.
- [10] H. Ferreira. Projecto de Automação II - Mestrado em Engenharia de Automação Industrial.
- [11] GoldWEI Corporation. Low Flow Sidestream End-Tidal CO2 (ETCO2) Module Model C300 Compatible With Respironics Loflo CO2 Sensor. Url: <http://www.goldwei.com/products/item.asp?itemid=407>.
- [12] SD Group: SanDisk Corporation, Toshiba Corporation, and Ltd. Matsushita Electric Industrial Co. SD Memory Card Specifications Simplified Version of Part 1 PHYSICAL LAYER SPECIFICATION Version 1.01, 2001.
- [13] J. A. Ferreira, E. Dias, S. M. Rocha, and M. A. Coimbra. Process for detection of *Helicobacter pylori* using aliphatic amides. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 2007.

- [14] Universia Portugal. UA: novo método de diagnóstico de detecção da bactéria *Helicobacter pylori*. Url: <http://noticias.universia.pt/ciencia-tecnologia/noticia/2007/12/19/211447/ua-novo-metodo-diagnostico-deteco-da-bacteria-helicobacter-pylori.pdf>, 2007.
- [15] M. S. Bhende. End-tidal carbon dioxide monitoring in pediatrics - clinical applications. *J Postgrad Med*, 47(3):47–215, 2001.
- [16] J. L. G. Amaral, A. C. P. Ferreira, D. Ferez, and P. Geretto. Monitorização da respiração: oximetria e capnografia. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, 42(1):51–58, 1992.
- [17] How Equipment Works. Capnography. Url: http://www.howequipmentworks.com/physics/respi_measurements/co2/capnograph/capnograph.html.
- [18] B. S. Kodali. Physics of Capnography: Types of Capnographs. Url: <http://www.capnography.com/new/physics/types-of-capnographs>.
- [19] EMMA. EMMA Mainstream Capnometer. Url: <http://www.exmed.co.uk/wp-content/uploads/2013/07/EMMAstandingfronttransparent21.jpg>.
- [20] I. Beardsell, S. Bell, S. Robison, and Helen Rumbold. *Get Through MCEM Part A: MCQs*. Royal Society of Medicine Press, 2009.
- [21] P. M. L. Sinues, M. Kohler, and R. Zenobi. Human breath analysis may support the existence of individual metabolic phenotypes. *PloS one*, 8(4):e59909, 2013.
- [22] W. Miekisch, J. K. Schubert, and G. F.E. Noeldge-Schomburg. Diagnostic potential of breath analysis focus on volatile organic compounds. *Clinica Chimica Acta*, 347(1):25 – 39, 2004.
- [23] F. Di Francesco, R. Fuoco, M. G. Trivella, and A. Ceccarini. Breath analysis: trends in techniques and clinical applications. *Microchemical Journal*, 79(1):405–410, 2005.
- [24] H. P. Chan, C. Lewis, and P. S. Thomas. Exhaled breath analysis: novel approach for early detection of lung cancer. *Lung Cancer*, 63(2):164–168, 2009.
- [25] M. Phillips, J. Herrera, S. Krishnan, M. Zain, J. Greenberg, and R. N. Cataneo. Variation in volatile organic compounds in the breath of normal humans. *Journal of Chromatography B: Biomedical Sciences and Applications*, 729(1):75–88, 1999.
- [26] W. Miekisch and J. K. Schubert. From highly sophisticated analytical techniques to life-saving diagnostics: Technical developments in breath analysis. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 25(7):665–673, 2006.
- [27] M. M. L. Steeghs, S. M. Cristescu, P. Munnik, P. Zanen, and F. J. M. Harren. An off-line breath sampling and analysis method suitable for large screening studies. *Physiological measurement*, 28(5):503, 2007.

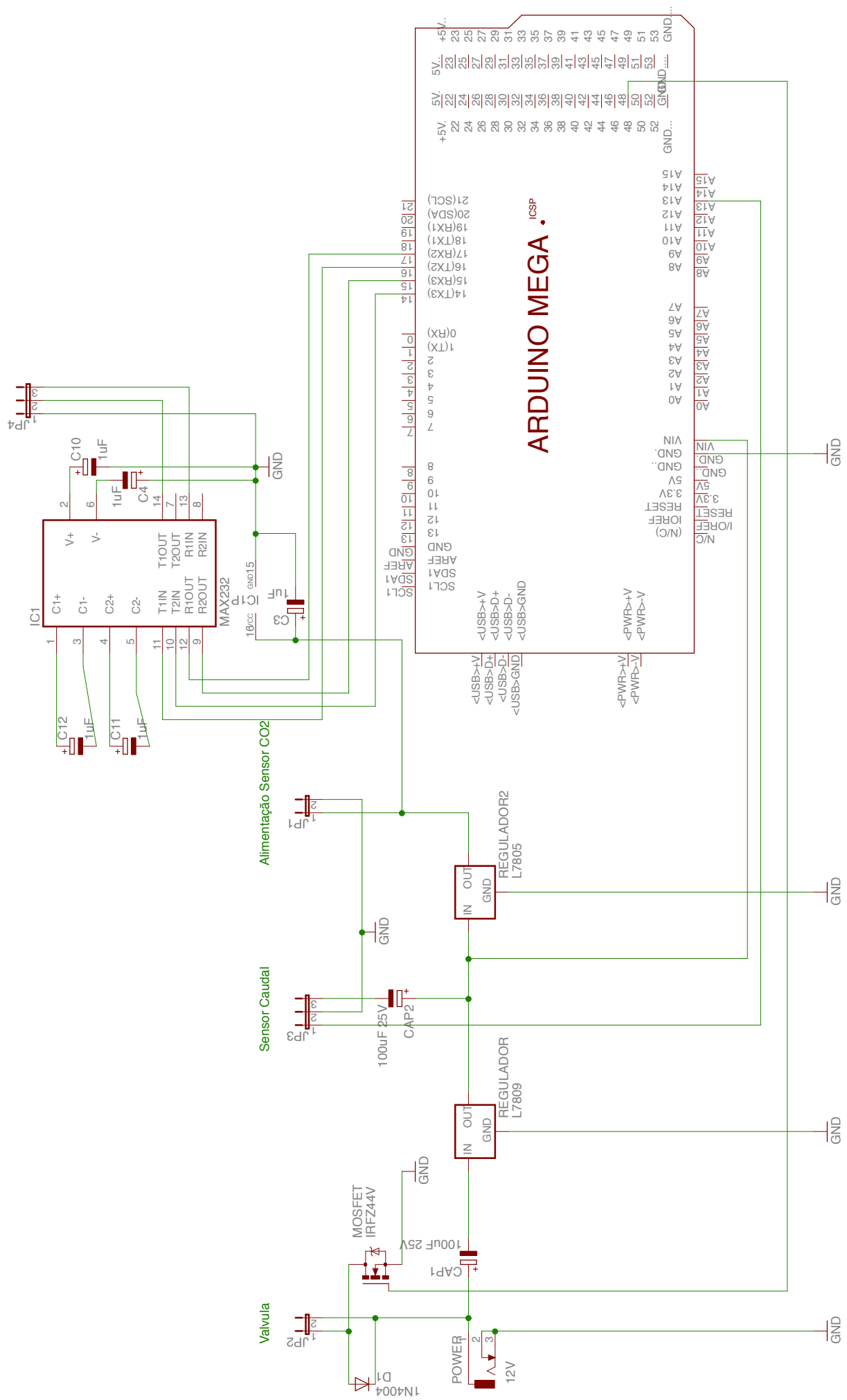
- [28] J.W. Dallinga, C. M. H. H. T. Robroeks, J. J. B. N. Van Berkel, E. J. C. Moonen, R. W. L. Godschalk, Q. Jöbsis, E. Dompeling, E. F. M. Wouters, and F. J. Van Schooten. Volatile organic compounds in exhaled breath as a diagnostic tool for asthma in children. *Clinical & Experimental Allergy*, 40(1):68–76, 2010.
- [29] W. Ma, X. Liu, and J. Pawliszyn. Analysis of human breath with micro extraction techniques and continuous monitoring of carbon dioxide concentration. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 385(8):1398–1408, 2006.
- [30] A. Amann, G. Poupart, S. Telser, M. Ledochowski, A. Schmid, and S. Mechtcheriakov. Applications of breath gas analysis in medicine. *International Journal of Mass Spectrometry*, 239(2):227–233, 2004.
- [31] DuPont™. Tedlar SP Polyvinyl Fluoride Film: Product and Properties Guide. Url: http://www2.dupont.com/Tedlar_PVF_Film/en_US/assets/downloads/pdf/h51252.pdf.
- [32] P. Mochalski, J. King, K. Unterkofler, and A. Amann. Stability of selected volatile breath constituents in tedlar, kynar and flexfilm sampling bags. *Analyst*, 138(5):1405–1418, 2013.
- [33] Cole-Parmer. Tedlar Sampling Bags With Combination Valve. Url: http://www.coleparmer.com/Product/Tedlar_Sampling_Bags_With_Combination_Valve_11/EW-86561-00.
- [34] ProCare. FlexFilm Sample Bags. Url: <https://www.procarebv.nl/arbeidshygiene/product/flexfilm-sample-bags>.
- [35] Cole-Parmer. Cole-Parmer Kynar Gas Sampling Bags. Url: http://www.coleparmer.com/Category/Cole_Parmer_Kynar_Gas_Sampling_Bags/58452.
- [36] R. Cristiano. Dissertação: Uso de um novo método de agitação para micro-extração em fase sólida SPME- na determinação de fenóis em água., 2002.
- [37] Arduíno SA. analogread(). Url: <http://arduino.cc/en/Reference/AnalogRead>.
- [38] Arduíno SA. Analog Input. Url: <http://arduino.cc/en/Tutorial/AnalogInput>.
- [39] Arduíno SA. Memory. Url: <http://arduino.cc/en/Tutorial/Memory>.
- [40] Itead Studio. ITDB02 TFT LCD Display Series. Url: <http://blog.iteadstudio.com/itdb02-tft-lcd-display-series/>.
- [41] Itead Studio. ITDB02 MEGA shield. Obtido em: <https://code.google.com/p/itdb02/downloads/detail?name=ITDB02MEGAsshield.pdf>.
- [42] H. Karlsen. UTFT. Obtido em: <http://www.henningkarlsen.com/electronics/library.php?id=51>.
- [43] H. Karlsen. Utouch. Obtido em: <http://www.henningkarlsen.com/electronics/library.php?id=55>.

- [44] J.P. Santos. Capítulo 9- SPI, Tecnologias de Accionamento e Comando. Universidade de Aveiro, 2011.
- [45] William Greiman. Arduino Sd2Card library. Contida na biblioteca do Arduino SD.
- [46] Arduíno SA. A Solenoid Tutorial. Url: <http://playground.arduino.cc/Learning/SolenoidTutorial#.Uzw5cvnIbYI>.
- [47] Qt Project. Terminal Example. Url: <https://qt-project.org/doc/qt-5.1/qtserialport/terminal.html>.
- [48] Qt Project. Text Edit. Url: <http://qt-project.org/doc/qt-4.8/demos-textedit.html>.
- [49] Qt Project. How to build a static Qt for Windows/Mingw. Url: <http://qt-project.org/wiki/How-to-build-a-static-Qt-for-Windows-MinGW>.
- [50] Vizic Technologies. Smartgpu Datasheet. Url: http://media.wix.com/ugd/f7ab2a_ef89bc59f25c5fd5995ae98d7688a4d9.pdf.
- [51] ATMEL. 8-bit AVR Microcontroller with 4/8/16/32K Bytes In-System Programmable Flash. Url: <http://www.atmel.com/Images/doc8161.pdf>.
- [52] J.P. Santos. Motores Eléctricos, Automação 2. Universidade de Aveiro, 2007.
- [53] WhatIs.com. SRAM (Static Random Access Memory). Url: <http://whatis.techtarget.com/definition/SRAM-static-random-access-memory>.
- [54] WhatIs.com. Flash Memory. Url: <http://searchstorage.techtarget.com/definition/flash-memory>.
- [55] WhatIs.com. EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory). Url: <http://whatis.techtarget.com/definition/EEPROM-electrically-erasable-programmable-read-only-memory>.
- [56] H. Karlsen. ImageConverter565. Url: http://www.henningkarlsen.com/electronics/t_imageconverter565.php.
- [57] Arduíno SA. Shields. Url: http://arduino.cc/en/Main/ArduinoShields#.Uv5TeUJ_tfQ.
- [58] EQUIPCO. Obtido em: http://www.equipcoservices.com/sales/fieldsupplies/tedlar_bags.html.
- [59] Zefon. Obtido em: <http://www.zefon.com/store/images/P/Tedlar-Bag-filled-with-air-detail-02.jpg>.
- [60] M. Pereira, H. Vilela, and L. Pina. Capnografia como método de monitorização ventilatória. *Rev Soc Port Anesthesiol*, 2006.

Anexos

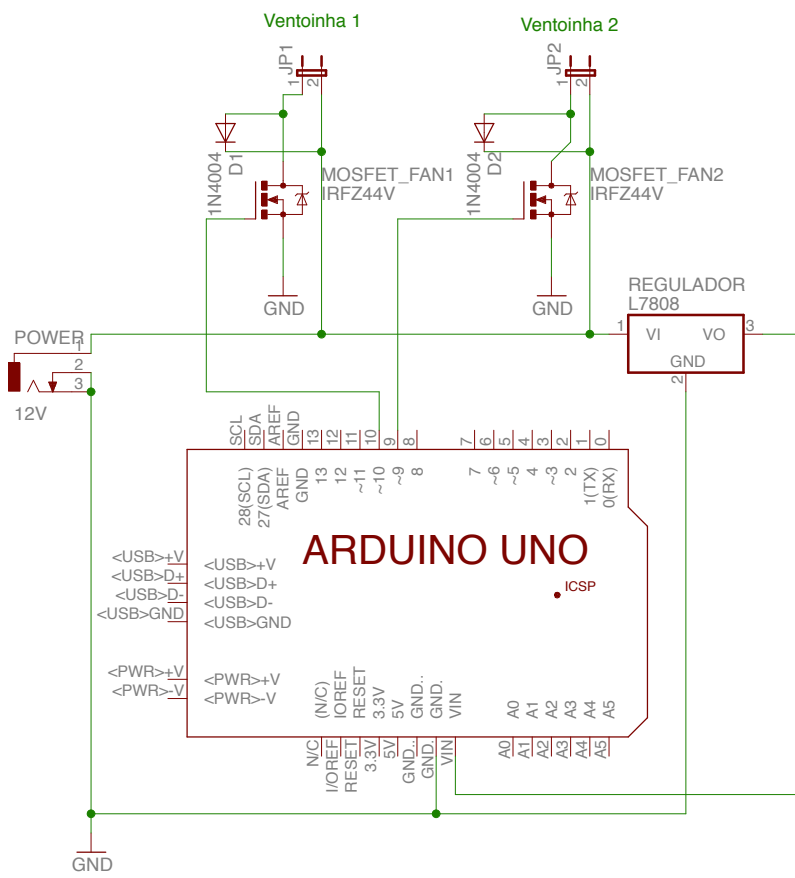
Anexo I

Esquema Elétrico do Circuito do Protótipo de Recolha e Análise de Ar Exalado



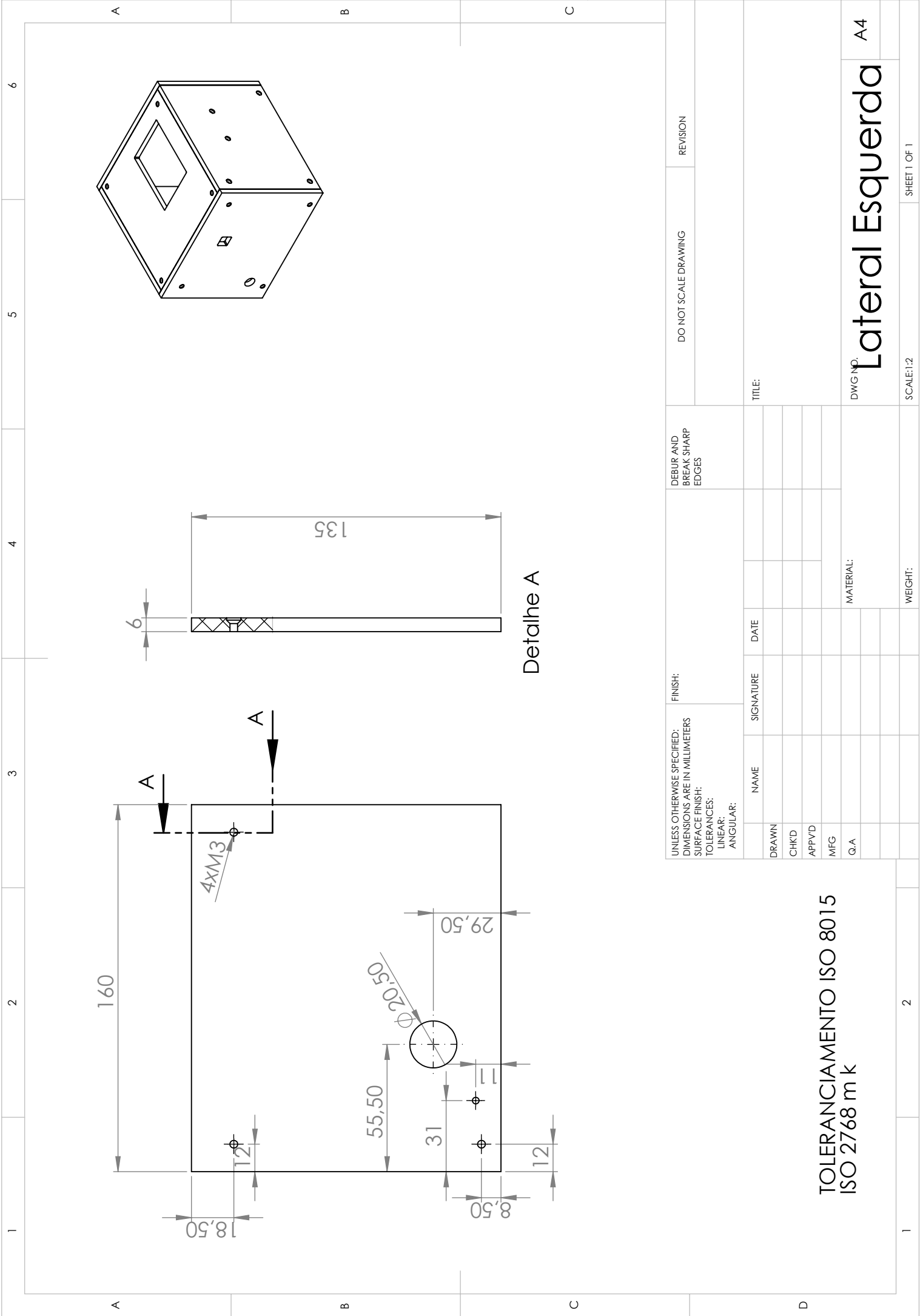
Anexo II

Esquema Elétrico do Circuito do Sistema de Agitação das Amostras de Ar

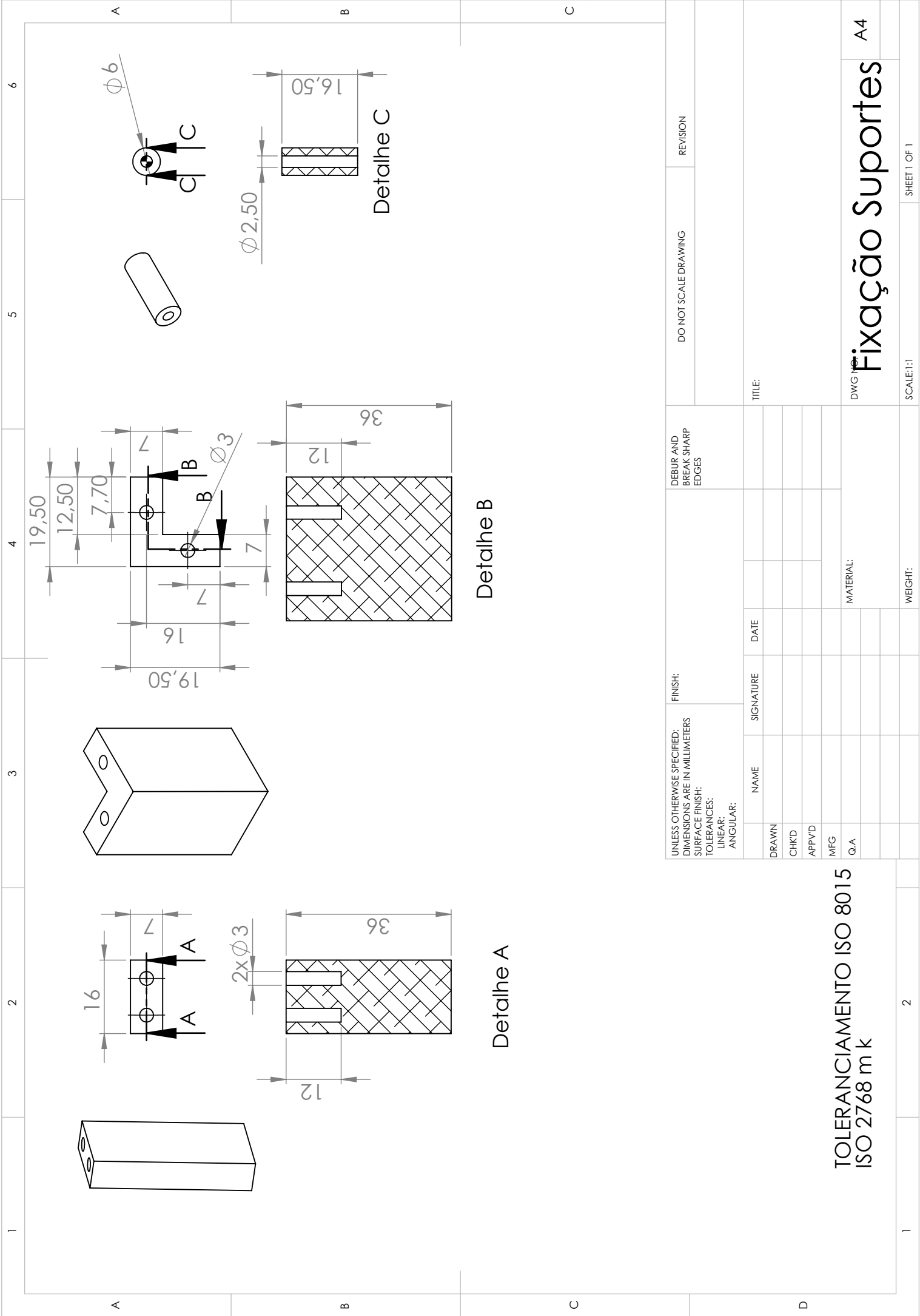


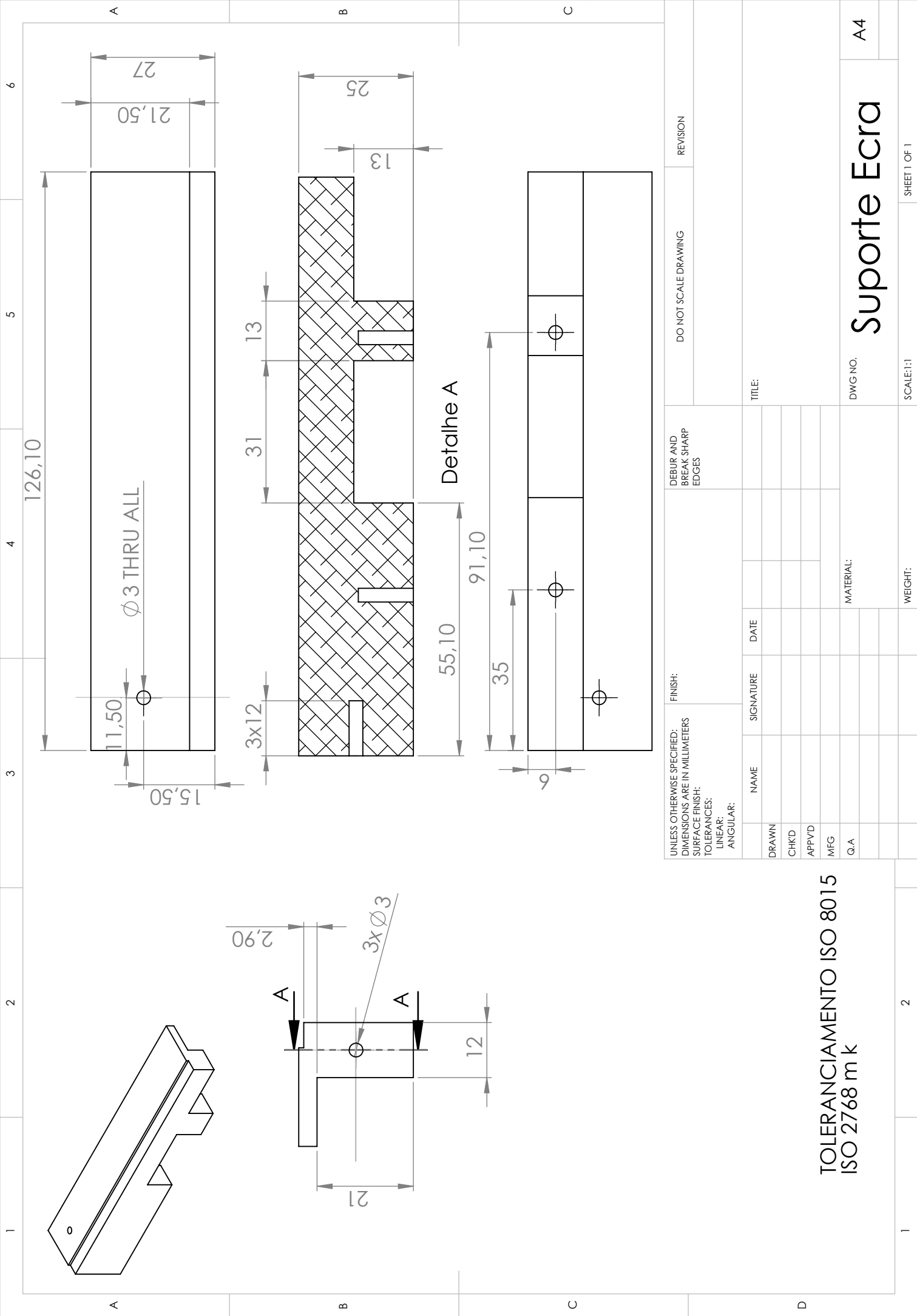
Anexo III

Desenhos de Definição do Protótipo de Recolha e Análise de Ar Exalado

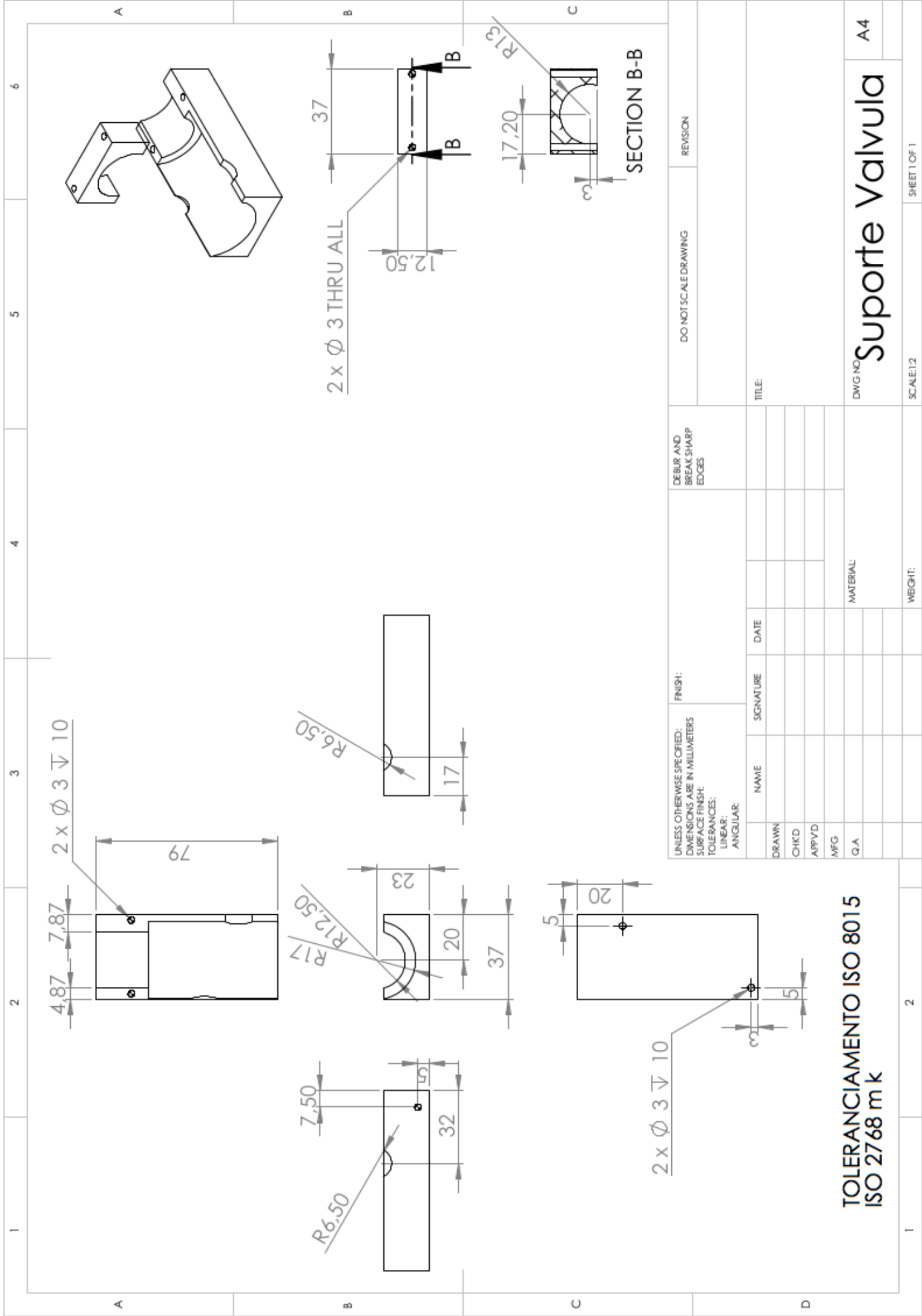


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:				TOLERANCES:							
LINEAR:				ANGULAR:							
NAME		SIGNATURE		DATE				TITLE:			
DRAWN											
CHK'D											
APP'VD											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		DWG NO.		A4	
								Lateral Esquerda			
								SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	





TOLERANCIAMENTO ISO 8015
ISO 2768 m k



Anexo IV

Manual de Utilização do Protótipo de Recolha e Análise de Ar Exalado

Protótipo de recolha de ar exalado

Manual de utilização

Miguel Ângelo Costa Oliveira

Universidade de Aveiro, Dezembro de 2013

Conteúdo

1	Introdução	2
1.1	Descrição Geral	2
2	Interface Gráfica	4
2.1	Menu principal	4
2.2	Menu <i>Initialization</i>	4
2.3	Menu <i>Patient Data</i>	6
2.4	Menu <i>Monitoring</i>	9
2.5	Menu <i>Options</i>	10
3	Terminal C300	12

Capítulo 1

Introdução

Este documento pretende descrever e clarificar ao utilizador, a metodologia e funcionamento do software desenvolvido para o protótipo de recolha de ar exalado. Existem dois softwares distintos, a interface gráfica do protótipo e a aplicação Terminal C300 para o computador.

1.1 Descrição Geral

A interface gráfica desenvolvida é do tipo táctil, sendo composta por um menu principal e quatro sub-menus que no seu conjunto permitem ao utilizador executar as seguintes tarefas:

- Registo de informação pessoal do utente como o nome, a idade, o peso, o género, a patologia, a medicação e o estado de saúde.
- Registo de informações gerais como o local, a data e a hora da recolha.
- Configuração de parâmetros do sensor de dióxido de carbono, nomeadamente, compensação de oxigénio, agentes anestésicos, pressão barométrica e de outros gases presentes na mistura.
- Configuração dos limites mínimos de dióxido de carbono e caudal, que levam à ativação da válvula e consequente enchimento do saco de armazenamento da amostra.
- Monitorização numérica e gráfica, em tempo real, dos valores de dióxido de carbono e caudal.
- Armazenamento dos dados monitorizados.
- Transferência dos dados armazenados, relativos à monitorização e de toda a informação registada, do protótipo para o computador.
- Eliminação de todos os dados recolhidos na sessão.

A aplicação "Terminal C300" possibilita ao utilizador as seguintes funções principais:

- Estabelecer comunicação entre o protótipo e o computador do utilizador.
- Receber dados das monitorizações efetuadas pelo protótipo.
- Guardar os dados num ficheiro especificado pelo utilizador.

Capítulo 2

Interface Gráfica

2.1 Menu principal

O menu principal (Figura 2.1) é o primeiro nível com que o utilizador se depara. Tratando-se de um elo de ligação, este menu é composto por quatro ícones distintos que o interligam a todos os sub-menus da interface. Os ícones designam-se por "*Monitoring*", "*Options*", "*Pacient Data*" e "*Initialization*", e representam os diferentes sub-menus do *software*, cujos modos de funcionamento serão descritos detalhadamente nas secções seguintes.

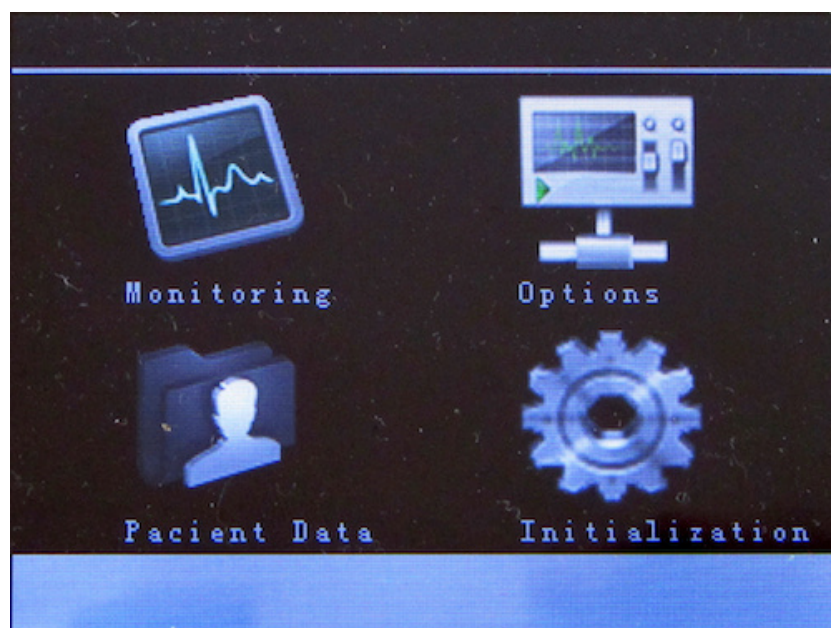


Figura 2.1: Menu principal da interface gráfica

2.2 Menu *Initialization*

O menu *Initialization* (Figura 2.2) deve ser acedido em primeira instância pelo utilizador. Neste, é possível configurar as compensações do sensor de CO₂, como a compensação

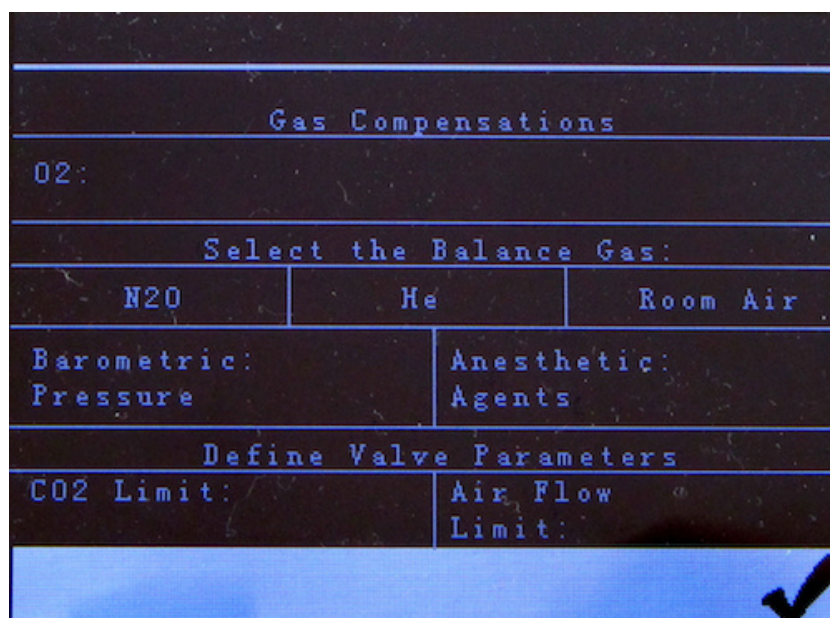
de oxigênio ("*O2*"), agentes anestésicos ("*Anesthetic Agents*"), pressão barométrica ("*Barometric Pressure*"), bem como, compensar a presença de outros gases na mistura: N2O, He ou o Ar Ambiente ("*Room Air*").

Para além destes parâmetros, define-se neste menu os limites de dióxido de carbono ("*CO2 Limit*") e caudal ("*Airflow Limit*") que levam à atuação da válvula e consequente recolha de amostras de ar.

Para que o utilizador possa configurar qualquer dos parâmetros descritos, este deve pressionar a interface táctil sobre a área do parâmetro escolhido.

Por consequência da ação, é apresentado ao utilizador um novo menu com teclado numérico. Cada página de configuração é específica, dado que, cada parâmetro apresenta intervalos de valores diferentes. As instruções de configuração são apresentadas na caixa de texto, no canto inferior esquerdo, da página.

A título de exemplo, apresenta-se a página de configuração da compensação de oxigénio, ver figura 2.3, onde, segundo as instruções, o utilizador poderá definir um valor para a compensação entre 0 e 100 %.



Gas Compensations	
O2:	
Select the Balance Gas:	
N2O	He Room Air
Barometric: Pressure	Anesthetic: Agents
Define Valve Parameters	
CO2 Limit:	Air Flow Limit:

Figura 2.2: Página de configuração da compensação de oxigénio.

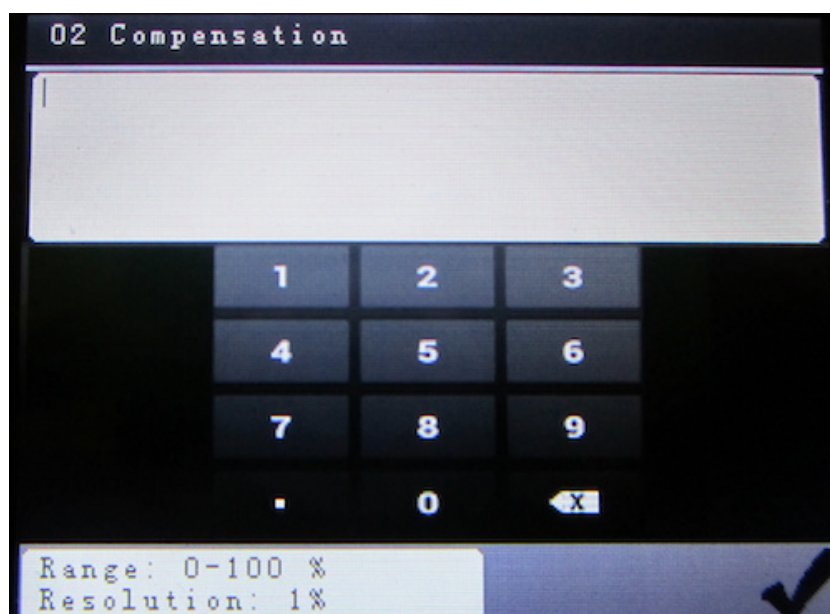


Figura 2.3: Página de configuração da compensação de oxigénio.

2.3 Menu *Pacient Data*

O menu *Pacient Data* (Figura 2.4) permite ao utilizador registar todas as informações relativas a cada monitorização.

As informações possíveis de serem registadas são: informações pessoais do paciente, como o nome ("*Name*"), a idade ("*Age*"), o peso ("*Weight*"), o género ("*Genre*"), a patologia ("*Patologie*"), a medicação ("*Medication*") e o estado de saúde ("*Health Status*") e informações gerais da monitorização, como a data ("*Date*"), a hora ("*Time*") e o local ("*Location*").

Para que o utilizador possa registar qualquer uma das informações possíveis no menu, este deve pressionar a interface tátil sobre a área correspondente ao parâmetro a definir.

Por consequência da ação, dependendo do parâmetro escolhido, é apresentado ao utilizador um novo menu com um teclado alfabético (Figura 2.5), ou um teclado numérico (Figura 2.6).

Neste tipo de páginas o utilizador deve, utilizando o teclado respetivo, digitar a informação que define o parâmetro. No caso de o utilizador selecionar a opção data (Figura 2.7) ou hora (Figura 2.8), o menu apresentado é diferente do convencional. Nestas páginas o utilizador define a data e hora utilizando as setas presentes no ecrã.

Em ambos os casos, a informação fica registada com a confirmação do utilizador ao carregar no ícone Visto, presente no canto inferior direito do ecrã.

Name:		
Age:	Weight:	Genre:
Date:	Time:	Location:
Patologie:		
Medication:		
Health Status:		

Figura 2.4: Menu *Pacient Data*

Name

q

w

e

r

t

y

u

i

o

p

a

s

d

f

g

h

j

k

l

⬆

z

x

c

v

b

n

m

⬅

Write The Pacient Name

Figura 2.5: Teclado da interface gráfica

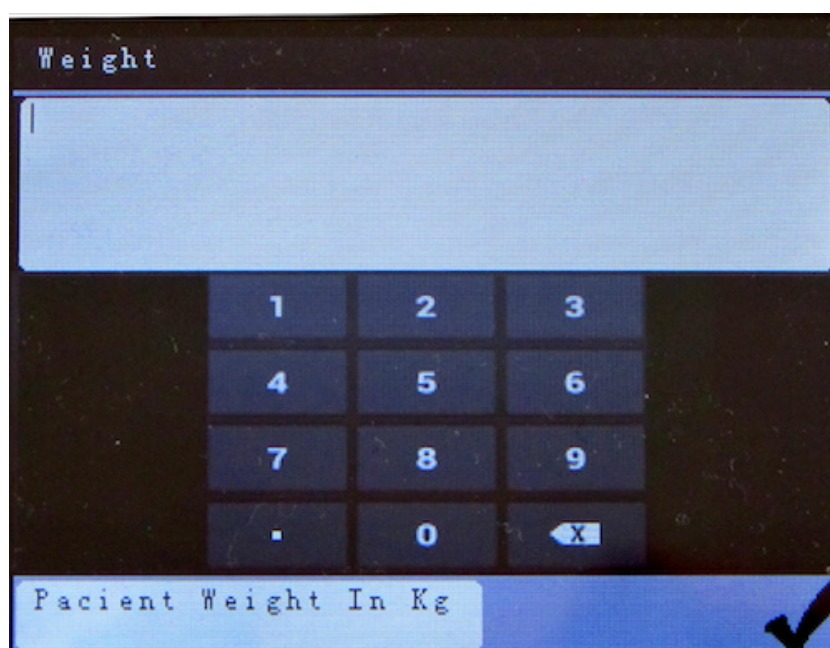


Figura 2.6: Teclado numérico da interface gráfica



Figura 2.7: Menu de configuração da data

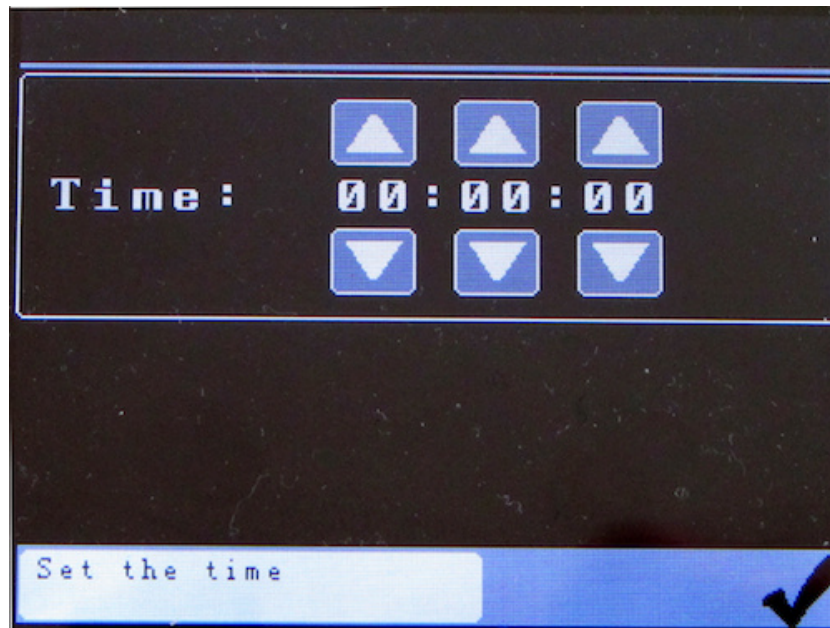


Figura 2.8: Menu de configuração da hora

2.4 Menu *Monitoring*

O menu *Monitoring* (Figura 2.9) permite ao utilizador monitorizar o caudal e a pressão parcial de dióxido de carbono presente no ar exalado do paciente. Estes valores são obtidos em tempo real, sendo apresentados em formato numérico e gráfico.

Pressionando o ícone da disquete [3] o utilizador ativará o modo de recolha de dados, bem como, o modo de armazenamento de amostras de ar. Note-se que, as amostras são guardadas tendo em conta os limites de dióxido de carbono e caudal definidos pelo utilizador no menu *Initialization* (Secção 2.2).

O processo de armazenamento de dados ocorre ao fim de cada exalação, sendo necessário esperar a sua conclusão para voltar a efetuar um novo ciclo de recolha.

Quando o utilizador necessitar de comutar a válvula distribuidora manualmente, nomeadamente para efetuar a limpeza do condensado da via por onde circula o ar a ser armazenado, este poderá fazê-lo utilizando o ícone de limpeza [1]. Sempre que o utilizador quiser sair do menu de monitorização utilizando o ícone da seta [2], terá que desativar o modo de recolha de dados, voltando a clicar no ícone da disquete.

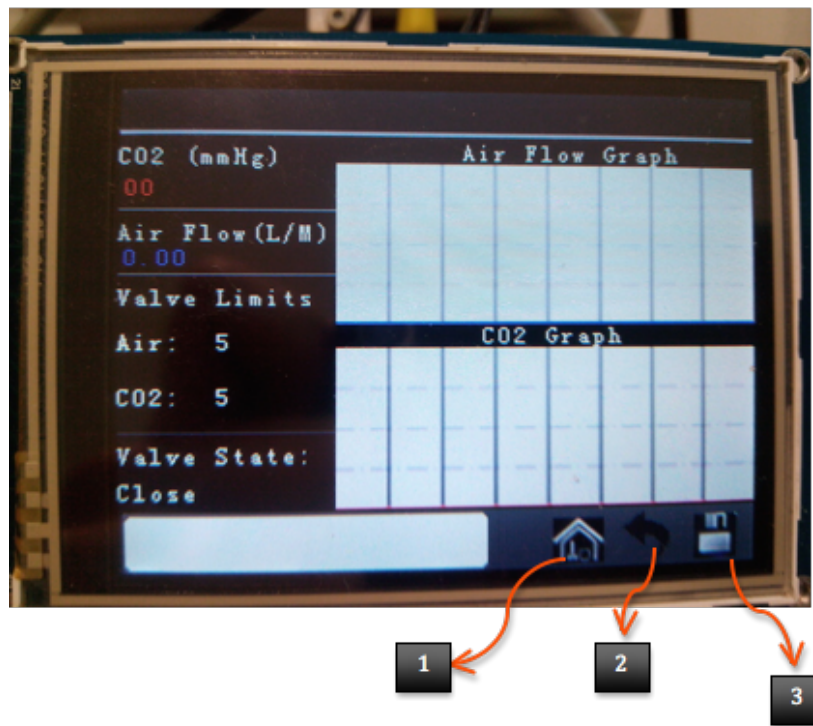


Figura 2.9: Menu de monitorização e recolha de dados

2.5 Menu *Options*

O menu *Options* (Figura 2.10) permite ao utilizador efetuar duas tarefas distintas: enviar as informações do utente e os dados recolhidos na monitorização para o computador, e eliminar todos os dados quando estes não forem necessários.

Cada uma das tarefas apresenta dois procedimentos diferentes. Para o envio dos dados para o computador, o utilizador deve, em primeiro lugar, ligar, conectar a aplicação Terminal C300 ao protótipo, seguindo as instruções descritas na Secção 3. Após estabelecida a conexão, o utilizador deve escrever a palavra *Send* no terminal e pressionar a tecla *Enter*. Seguidamente, deve carregar no ícone "*Send Files*" presente na interface gráfica. Se o utilizador proceder corretamente, aparecerá na caixa de texto a seguinte mensagem informativa da execução da ação, *All files sent*.

Para eliminar os ficheiros, o utilizador deve pressionar o ícone "*Delete Files*". Como medida de segurança, aparecerá uma mensagem na caixa de texto inferior pedindo a confirmação desta ação. Para tal, o utilizador deve pressionar novamente o ícone "*Delete Files*". Se o utilizador proceder corretamente, aparecerá na caixa de texto a seguinte mensagem informativa da execução da ação, *Deletion completed*.

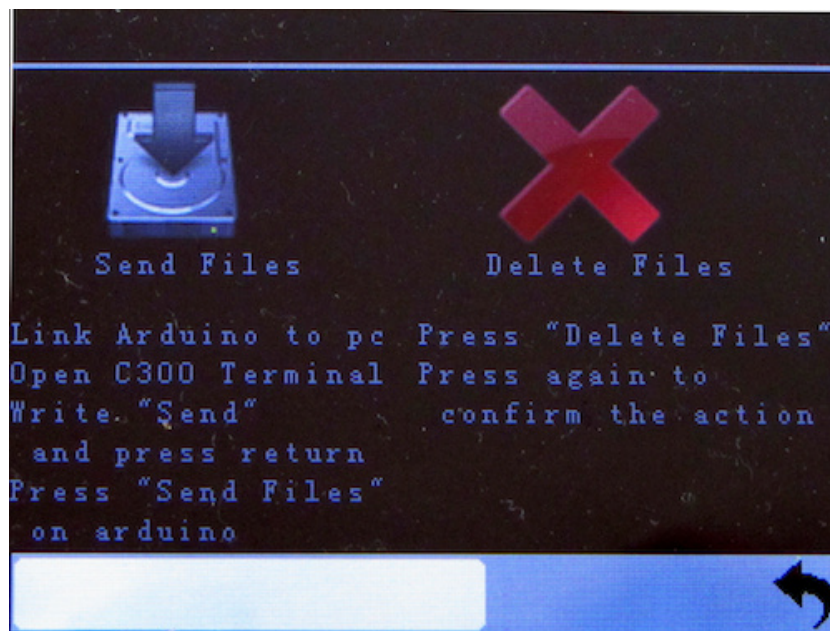


Figura 2.10: Menu *Options*

Capítulo 3

Terminal C300

O "Terminal C300", ver figura 3.1, trata-se de uma aplicação que permite ao utilizador conectar-se com o protótipo e efetuar a transferência dos dados para o computador. A interface gráfica é composta pelos ícones de Conectar [1], Desconectar [2], Configurar [3], Limpar [4] e Guardar [5].

Em termos de procedimento, o utilizador deve ,em primeiro lugar, ligar um cabo USB entre o protótipo e o computador.

De seguida, deve aceder ao menu de configuração (Configurar [3]) para definir a porta de comunicação correta. Esta tem que estar em concordância com a que foi atribuída à conexão pelo computador, sendo a opção correta a porta cujo parâmetro "*Description*:"apresenta a designação "Arduino Mega 2560". As restantes opções não são necessárias definir, pois já se encontram corretas por pré-definição. O utilizador deve concluir e guardar as configurações efetuadas pressionando o botão "*Apply*".

Após as configurações concluídas, deve-se clicar no ícone Conectar [1] para inicializar a conexão. Se as configurações estiverem corretas, aparecerá uma mensagem no canto inferior da aplicação indicando que a conexão foi estabelecida, ocorrendo uma reinicialização da interface gráfica do protótipo.

Neste momento, o utilizador pode proceder à transferência dos dados de acordo com o procedimento descrito em 2.5.

Após a transferência estar concluída, os dados podem ser guardados no computador. Para tal, deve-se pressionar o ícone Guardar [5]. Por consequência da ação, aparecerá uma nova janela (Figura 3.2) que permite ao utilizador escolher o nome e formato do ficheiro, bem como, o local onde este será guardado. Os formatos disponíveis são ficheiro de texto (".txt") e o *Comma Separated Values* (.csv) ideal importar os dados da monitorização diretamente para o Excel.

Caso o utilizador se engane a escrever no terminal a ordem de envio *Send*, ou queira apagar os dados recebidos, poderá utilizar o ícone Limpar [4]. Após os dados terem sido guardados, o utilizador pode proceder à desconexão, clicando no ícone Desconectar [2]. Na consequência da ação a interface gráfica do protótipo irá reiniciar. Nesta fase, o utilizador pode desligar o cabo USB.

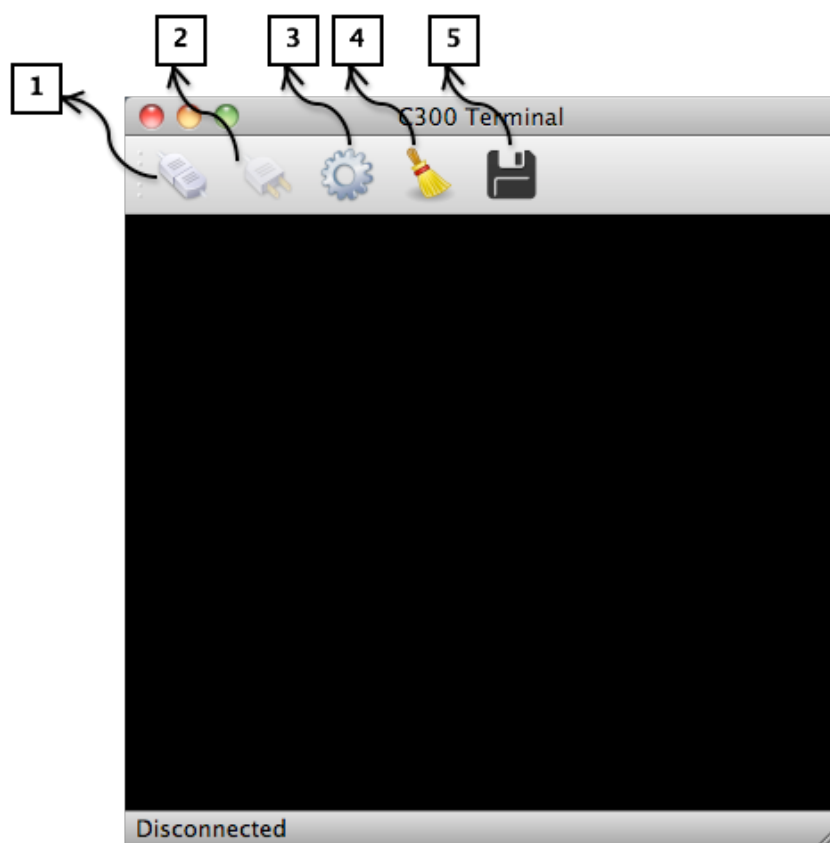


Figura 3.1: Aplicação Terminal C300 para transferência de dados

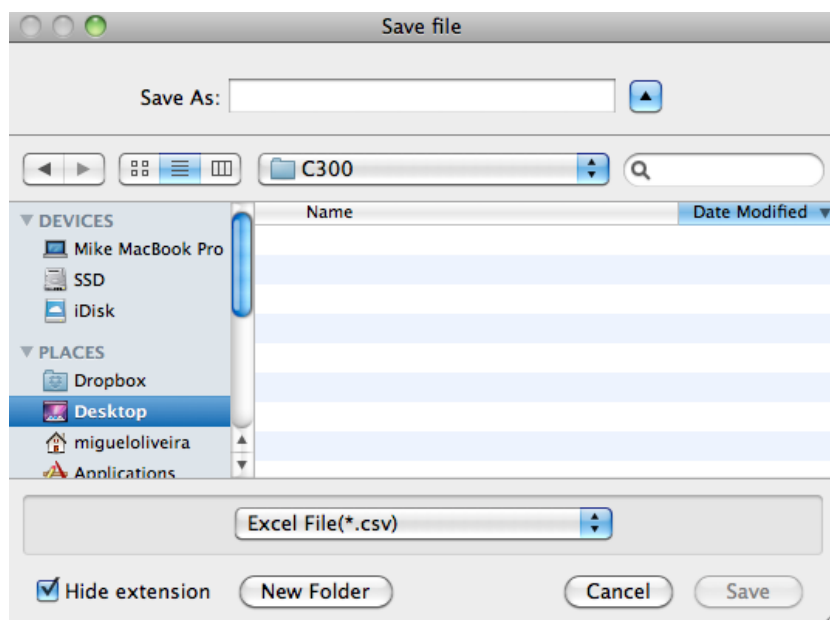


Figura 3.2: Janela para guardar ficheiro no computador

Anexo V

Manual de Utilização do Sistema de Termostatização e Agitação das Amostras

Sistema de termostatização e agitação das amostras
de ar exalado
Manual de utilização

Miguel Ângelo Costa Oliveira

Universidade de Aveiro, Fevereiro de 2014

Conteúdo

1	Introdução	2
2	Procedimento Geral de Funcionamento	3
3	Configuração do sistema de termostatização	4
3.1	Definição do valor de temperatura de funcionamento	4
3.2	Configuração do controlador da câmara termostática	4
3.3	Alarmes	5
4	Controlo e configuração do sistema de agitação das amostras de ar	7
4.1	Interface Gráfica	7
4.1.1	Menu Principal	7
4.1.2	Menu de configuração	8

Capítulo 1

Introdução

Este documento pretende descrever e clarificar o funcionamento do sistema de termotatização e agitação das amostras de ar. Descreve-se assim, o processo de configuração do controlador de temperatura da câmara termostática, bem como, a interface gráfica implementada para o controlo e configuração do sistema de agitação.

Capítulo 2

Procedimento geral de funcionamento

- Ligar o dispositivo à corrente elétrica;
- Configurar o controlador da câmara termostática¹, ver secção 3.2;
- Aguardar alguns segundos para que este inicialize;
- Definir o *Setpoint* de temperatura de funcionamento, ver secção 3.1;
- Configurar o sistema de agitação, ver secção 4.1.2;
- Inicializar o sistema de agitação, ver secção 4.1.1.

¹[Opcional] Este passo não é importante na ótica do utilizador, no entanto, pode ser de interesse, caso se queira ter um controlo mais avançado sobre o funcionamento da câmara.

Capítulo 3

Configuração do sistema de termostatização

3.1 Definição do valor de temperatura de funcionamento

A Câmara de Refrigeração poderá funcionar num intervalo de temperaturas de -9.9°C a 45.0°C . Para que o utilizador possa configurar o seu valor, este deve aguardar que o dispositivo inicialize. Após a inicialização, deve-se, mantendo a tecla *ENTER* pressionada, utilizar as setas do painel de controlo da câmara, ver figura 3.1, de forma a definir o valor de temperatura desejado.



Figura 3.1: Controlador de temperatura da câmara

3.2 Configuração do controlador da câmara termostática

A configuração do controlador de temperatura da câmara termostática não é necessária para o seu funcionamento ordinário. Esta opção apenas é útil caso se deseje modificar

a forma de atuação do controlador.

Para se aceder ao menu de configuração (ST) do controlador de temperatura da câmara termostática, deve-se, após a realização do primeiro passo descrito no capítulo 2, carregar durante 3 segundos na tecla *ENTER* para entrar no menu de configuração.

O controlador é composto por 12 parâmetros configuráveis, ver tabela 3.1. Regra geral, é aconselhável que se utilize os valores pré-definidos, de acordo com a indicação do fabricante, ver tabela 3.1.

No sentido de se proceder corretamente à configuração do parâmetro desejado, deve-se utilizar as setas do painel para modificar o valor, e a tecla *ENTER* para passar para o parâmetro seguinte. De modo a que as alterações sejam gravadas, deve-se percorrer todos os parâmetros com a tecla *ENTER*, até se sair do menu de configuração. Note-se que, não é possível efetuar qualquer configuração após o dispositivo ter inicializado, sendo necessário realizar uma reinicialização.

Parâmetro	Descrição	Intervalo de Configuração	Valor Pré-definido
P1	Variação da temperatura em torno do <i>Setpoint</i>	[0.0 a 5.0] °C	1.0 °C
P2	Temperatura mínima que o utilizador poderá configurar	[-9.9 a -0.1] °C	-5.0 °C
P3	Temperatura máxima que o utilizador poderá configurar	[30.0 a 45.0] °C	40.0 °C
P4	Tempo mínimo do compressor ligado	[10 a 250] s	60 s
P5	Tempo mínimo do compressor desligado	[10 a 250] s	60 s
P6	Temperatura para desligar o ventilador do compressor	[27 a 34] °C	30 °C
P7	Temperatura para ligar o ventilador do compressor	[35 a 43] °C	37 °C
P8	Temperatura máxima do compressor	[45 a 65] °C	55 °C
P9	<i>Timeout</i> da luz ON sem movimento	[10 a 250] s	60 s
P10	Tempo máximo da luz ON	[1 a 30] min	15 min
P11	Tempo máximo para atingir o <i>Setpoint</i>	[1 a 24] h	12 h
P12	Offset a aplicar à sonda	[-6.0 a 6.0] °C	0.0 °C

Tabela 3.1: Lista de parâmetros do controlador da Câmara de Refrigeração

3.3 Alarmes

Durante o período de funcionamento, poderão aparecer alguns alarmes no mostrador. A sua descrição é apresentada na tabela 3.2. Caso apareça algum alarme de erro, a solução

inicial será a reinicialização do dispositivo. Se o problema persistir, recomenda-se entrar em contacto com o fabricante.

Alarme	Descrição
AL1	Erro Sonda 1
AL2	Erro Sonda 2
AL3	Temperatura do compressor superior ao máximo definido (P8)
AL4	Atingiu-se o tempo máximo com a luz ligada (P10)
AL5	Atingiu-se o número máximo de horas sem se atingir o <i>Setpoint</i> (P11)

Tabela 3.2: Alarmes da câmara termostática

Capítulo 4

Controlo e configuração do sistema de agitação das amostras de ar

O Sistema de agitação das amostras de ar é composto por dois ventiladores cujo o funcionamento é alternado. O seu controlo e configuração é efetuado através da interface gráfica táctil designada por "FCS V1.0".

A interface gráfica permite ao utilizador efetuar as seguintes tarefas:

- Acionar o sistema de agitação , ver secção 4.1.1;
- Configurar o período que cada ventoinha está ligada, ver secção 4.1.2;
- Configurar a velocidade das ventoinhas, 4.1.2;

4.1 Interface gráfica

4.1.1 Menu principal

No menu principal, ver figura 4.1, o utilizador pode inicializar e parar o sistema de agitação utilizando, para tal, o botão "*Run*" e "*Stop*", respetivamente.

A partir deste menu, pode-se aceder ao menu de configuração, ver secção 4.1.2, utilizando-se o ícone do canto inferior esquerdo (1).

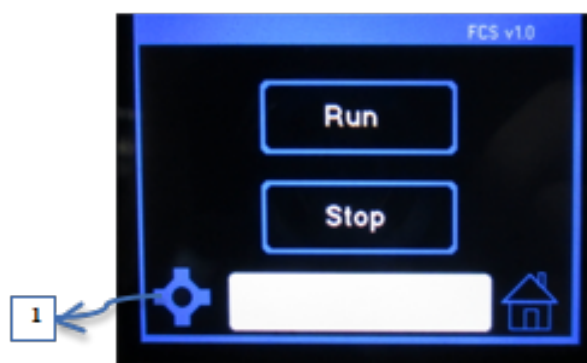


Figura 4.1: Menu principal da interface gráfica

4.1.2 Menu de configuração

No menu de configuração, ver figura 4.2, o utilizador pode configurar dois parâmetros: a velocidade e o período de tempo que cada ventoinha está ligada. Para tal, o utilizador deve utilizar as setas presentes na interface.

A configuração da velocidade aparece em valor percentual, relativamente à velocidade máxima de funcionamento. Na configuração dos períodos de tempo, o utilizador poderá optar por vários valores pré-definidos, num intervalo entre 1 e 30 segundos. Recomenda-se, uma configuração padrão para a velocidade de 100% e para o período de tempo de 6s. Quando o utilizador tiver concluído a configuração, deve pressionar o ícone do canto inferior direito (1), de forma a voltar ao menu principal e a guardar as configurações definidas. Note-se que, uma vez configurado o sistema não é necessário voltar a fazê-lo, dado que as definições ficam guardadas em memória, mesmo que este seja reiniciado.

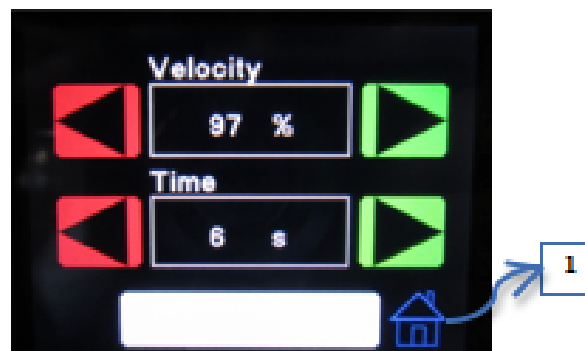


Figura 4.2: Menu de configuração dos parâmetros do sistema de agitação

